Aus der Chirurgischen Klinik der Universität Düsseldorf

(Direktoren: Prof. Dr.med. K. Kremer
Prof. Dr.med. W. Bircks)

Klinische Anwendung des gepulsten Ultraschall-Doppler-Verfahrens

A) Quantitative Untersuchungen zur Strömungsstörung in arteriellen Gefäßen während und nach rekonstruktiven Eingriffen

B) Quantitative Flußmessung mit dem gepulsten Ultraschall-Doppler-Verfahren im Vergleich zur elektromagnetischen Flußmessung

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Gerhard Schweins

1980

1981

Aus der Chirurgischen Klinik der Universität Düsseldorf

(Direktoren: Prof. Dr.med. K. Kremer
Prof. Dr.med. W. Bircks)

Klinische Anwendung des gepulsten Ultraschall-Doppler-Verfahrens

A) Quantitative Untersuchungen zur Strömungsstörung in arteriellen Gefäßen während und nach rekonstruktiven Eingriffen

B) Quantitative Flußmessung mit dem gepulsten Ultraschall-Doppler-Verfahren im Vergleich zur elektromagnetischen Flußmessung

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Gerhard Schweins

1980

Meiner Frau und unserem Kind

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

Der Dekan
der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

gez.: Prof. Dr.Straßburg

Referent
gez.: Priv.Doz. Dr.Sandmann

Korreferent
gez.: Prof. Dr.Arnold

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung
2.	Material und Methode
2.1.	Ultraschallvelocimeter
2.2.	Velogramm und Perturbationsindex
2.3.	Elektromagnetische Flußmessung
2.4.	Untersuchungen zur Strömungsstörung in arteriellen Gefäßen während und nach rekonstruktiven Eingriffen
2.4.1.	Patientengut - intraoperative Messungen und Nachuntersuchungsreihe
2.4.2.	Anordnung der Meßpositionen - Registrierung und Auswertung
2.5.	Flußmessung mit dem gepulsten Ultraschall-Doppler-Verfahren im Vergleich zur elektromagnetischen Flußmessung
2.5.1.	Modellversuch
2.5.2.	Klinische Messungen
2.5.3.	Registrierung und Auswertung
3.	Ergebnisse
3.1.	Perturbationsmessung
3.1.1.	Messungen zum Strömungsverhalten im Saphena-Bypass
3.1.1.1.	Intraoperative Messungen
3.1.1.2.	Frühe postoperative Phase
3.1.1.3.	Verlaufsbeobachtung anhand der Kontrollmessungen
3.1.2.	Intraoperativ nachgewiesene Strömungsstörungen und Prognose des Gefäßersatzes
3.1.3.	Strömungsverhalten in und unterhalb von End-zu-End-Anastomosen im Vergleich zu End-zu-Seit-Anastomosen

3.1.4. Vergleichsmessung
3.1.5. Fallbeispiele
3.2. Flußmessung
3.2.1. Modellversuch
3.2.2. Klinische Messungen
3.2.2.1. Messungen intraoperativ am freigelegten Gefäß
3.2.2.2. Messungen postoperativ transkutan
4. Diskussion
4.1. Diskussion der Perturbationsmessung
4.1.1. Diskussion der Meßmethode: Velogramm und Perturbationsindex
4.1.2. Diskussion der Ergebnisse
4.2. Diskussion der Flußmessung
5. Zusammenfassung
6. Anhang: Strömungsgeschwindigkeitsprofile
7. Tabellen
8. Literaturverzeichnis

1. Einleitung

Die rekonstruktive Gefäßchirurgie ist mit einer beträchtlichen Zahl an Mißerfolgen belastet. So finden sich für die in dieser Arbeit untersuchte Saphena-Bypass-Operation im Bereich der arteriellen femoralen Strombahn 5-Jahres-Langzeitergebnisse mit einer Funktionsrate von 52% (11), 70% (33) bis 64% - 90% (51).

Worin liegen die Ursachen der häufig zu beobachtenden Früh- u. Spätverschlüsse, und lassen sie sich bereits intraoperativ erkennen?
Bei vielen Patienten treten im Bereich der rekonstruierten Gefäßstrecke atherosklerotische Veränderungen auf, die angiographisch und histologisch als Plaque- und Stenosebildung in und unterhalb der Gefäßanastomosen imponieren. Handelt es sich bei solchen Veränderungen um ein Fortschreiten der Grundkrankheit Atherosklerose oder schafft die Gefäßrekonstruktion selbst wieder Bedingungen für die Entstehung von Intimaschäden, Thrombusformation und damit letztlich für den Verschluß? Gefäßchirurgische Eingriffe werden kaum zu normaler, d.h. ungestörter Strömung führen. Stufenbildung und leichte Stenosierung im Anastomosebereich sowie Knickbildung im Verlauf des Gefäßtransplantates werden sich nicht immer vermeiden lassen. Diese Strömungshindernisse müssen Durchflußrate oder Druck im betreffenden Gefäßabschnitt nicht herabsetzen - zu einer Abnahme dieser Parameter führt erst eine Lumeneinengung um 80 - 90% des Gefäßquerschnitts (48). Sie können jedoch eine Strömungsstörung bis zur Turbulenz verursachen; die Auskultation über solchen Gefäßabschnitten kann hinweisend dafür sein. Es liegt nahe, atherosklerotische Veränderungen und Thrombusbildung in der Rekonstruktionsstrecke auf diese Strömungsstörungen zurückzuführen. Genauere klinische Untersuchungen zum Ausmaß der durch verschiedene Anastomoseformen bedingten Änderungen des Strömungsmusters und ihre Bedeutung für die Prognose beim Gefäßersatz

sind allerdings noch nicht bekannt. Dabei weisen die bei der Saphena-Bypass-Operation verwendeten Anastomosetechniken, die End-zu-End-Anastomose - modifiziert durch Patcherweiterung nach VAN DONGEN - und die End-zu-Seit-Anastomose, strömungsmechanische Probleme auf. Die End-zu-End-Anastomose kann durch die in ihr auftretenden Kalibersprünge auf die Strömung wie eine Düse wirken, bei der End-zu-Seit-Anastomose handelt es sich um einen Strömungsteiler mit seinen bekannten Veränderungen der Strömung. An Stellen, die vergleichbare ungünstige Strömungsbedingungen aufweisen, wie z. B. Bifurkationen oder Abgänge von Seitenästen, werden im Gefäß - system allgemein atherosklerotische Veränderungen gehäuft gefunden (46). Diese Beobachtungen haben die strömungsmechanisch induzierten Gefäßwandveränderungen in den Theorien zur Atheroskleroseentstehung weiter an Bedeutung gewinnen lassen (14,17,18).

Wichtige Beiträge zur Forschungsarbeit auf diesem Gebiet leistete die Entwicklung neuer Meßmethoden, der Hot-Film-Technik und des gepulsten Ultraschall-Doppler-Verfahrens. Erst durch diese Methoden gelang es, Strömungsgeschwindigkeiten in Gefäßen selektiv, z.B. nur in Wandnähe oder nur in der Gefäßmitte, und Strömungsstörungen bis zur Turbulenz quantitativ zu erfassen. Die Hot-Film-Technik wurde von LING und Mitarbeitern (27) 1968 zur Messung von Strömungsprofilen und Schubspannungen eingeführt und später von anderen Autoren zur Messung von Strömungsstörungen verwendet (32,47). Das gepulste Ultraschall-Doppler-Verfahren wurde von PERONNEAU (37) 1968 und unabhängig davon durch BAKER (2) 1970 entwickelt. Es beruht auf dem 1959 von SATUMORA und KANEKO (45) vorgestellten Ultraschallströmungsmeßverfahren nach dem Dopplerprinzip. Durch die Analyse des Dopplerfrequenzspektrums wird die quantitative Perturbationserfassung ermöglicht. Somit bietet sich diese Methode zur Überprüfung der Strömungsverhältnisse in Gefäßtransplantaten wie dem Saphena-Bypass an. Da sie zur Zeit als einziges Verfahren eine quantitative Messung

von Strömungsgeschwindigkeiten, Strömungsprofilen und Perturbation sowohl intraoperativ am freiliegenden, nicht eröffneten Gefäß als auch transkutan gestattet, wiederholt anwendbar ist und ihrerseits keinen störenden Einfluß auf die Blutströmung ausübt, erfüllt sie wesentliche Forderungen an eine Kontrollmethode. Dementsprechend wurde sie in der vorliegenden Untersuchung eingesetzt. Neben der Perturbationserfassung ermöglicht das gepulste Dopplerverfahren auch eine quantitative Flußmessung. Mehrere Autoren wiesen in Tierversuchen eine gute Übereinstimmung von Flußmeßwerten nach, die mit Ultraschall und der elektromagnetischen Flußmessung (EMF) als Referenzmethode gewonnen wurden. Über die klinische Anwendung der quantitativen Flußmessung mit gepulstem Ultraschall-Doppler-Verfahren liegen allerdings noch kaum Ergebnisse vor.

In der vorliegenden Arbeit sollen unter Anwendung des gepulsten Ultraschall-Doppler-Verfahrens zwei Themenbereiche behandelt werden:

1. Mittels Perturbationsmessung sollen Daten über das Strömungsverhalten im Saphena-Bypass während und nach dem rekonstruktiven Eingriff gewonnen werden. Anhand dieser Daten soll überprüft werden, ob sich zwischen dem Auftreten von Strömungsstörungen und der Prognose für die Funktionsfähigkeit des Bypass ein Zusammenhang aufzeigen läßt. Früh- und Spätverschlüsse wären mit auf Art und Qualität der Rekonstruktion zurückzuführen, wenn bereits zum Zeitpunkt des Eingriffes eine gestörte Strömung im Anastomosebereich festzustellen wäre. End-zu-End- u. End-zu-Seit-Anastomosen weisen unterschiedliche strömungsmechanische Bedingungen auf. Ist die Wahl der End-zu-End- oder End-zu-Seit-Anastomose entscheidend in Bezug auf das Ausmaß der Strömungsstörung und die Prognose der Rekonstruktion?

2. Die Meßgenauigkeit der Flußmessung mit dem gepulsten Ultraschall-Doppler-Verfahren soll in der klinischen Anwendung sowohl intraoperativ am freiliegenden Gefäß als auch transkutan untersucht werden. Als Referenzmethode dient die elektromagnetische Flußmessung.

In einem Anhang werden Beispiele für Strömungsgeschwindigkeitsprofile aufgeführt. So werden Profile für laminare und turbulente Strömung und aus dem Bereich von End-zu-End- und End-zu-Seit-Anastomosen gezeigt.

2. Material und Methode

2.1. Ultraschallvelocimeter

Dieses Verfahren zur Messung von Blutströmungsgeschwindigkeiten in Gefäßen beruht auf der Anwendung von Ultraschall nach dem Dopplerprinzip (21). Ultraschall einer bekannten Frequenz F_o wird mittels eines piezoelektrischen Kristalls auf ein Gefäß gerichtet. Die in diesem strömenden korpuskulären Blutbestandteile reflektieren den Schall. Die Frequenzen F der Echosignale, die ebenfalls durch ein piezoelektrisches Kristall empfangen werden, sind entsprechend dem Dopplergesetzt verändert: Für das Dopplersignal F_d, der Differenzfrequenz von Sendesignal F_o und Echosignal F, gilt

$$F_d = |F - F_o| = \frac{2 F_o \cos \alpha}{c} v \qquad (1)$$

Hierbei ist v die Geschwindigkeit, mit der sich die reflektierenden Teilchen in der Strömung bewegen, c die Schallgeschwindigkeit in Wasser (1570 m/sec) und α der Winkel, den der Ultraschallstrahl mit der Strömungsrichtung einschließt. Aus F_d läßt sich somit v berechnen, da F_o, c und α bekannt sind. Die strömenden Teilchen bewegen sich im Gefäß mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten. Das Echosignal weist daher nicht nur eine Frequenz auf, sondern stellt ein Frequenzgemisch dar. Diesem entspricht ein Spektrum von Dopplerfrequenzen F_d. Um ein Analogsignal für die mittlere Frequenz des Spektrums und damit für die mittlere Geschwindigkeit in der Strömung zu erhalten, wird das Gemisch der Dopplerfrequenzen F_d in einen Nulldurchgangszähler (SCHMITT-TRIGGER) eingegeben. Dieser liefert für jeden Nulldurchgang einen Impuls konstanter Amplitude und Dauer. Durch zeitliche Integration dieser Impulse wird eine Spannung erzeugt. Sie stellt das Analogsignal dar. Die Anzeige der Strömungsrichtung erfolgt nach dem von McLEOD (31) angegebenen Verfahren der Phasenverschiebung. Um zu quantitativen Aussagen

über Durchflußvolumen oder Strömungsstabilität in einem Gefäß zu gelangen, ist es notwendig, die Dopplersignale selektiv aus diesem Gefäß zu empfangen. Nur so können Störungen durch Signale, die nicht der Strömung des zu untersuchenden Gefäßes zuzuordnen sind, vermieden werden. Geräte mit kontinuierlicher Beschallung (CW-Doppler) erfüllen diese Bedingung nicht. Sie erfassen alle Signale aus dem Bereich des Schallstrahles, so auch aus Gefäßen, die ober- oder unterhalb des zu untersuchenden verlaufen. Mit der Entwicklung des gepulsten Ultraschall-Doppler-Verfahrens (Puls-Doppler) konnte diese Schwierigkeit überwunden werden. Bei dem gepulsten Verfahren wird in regelmäßigen Abständen ein kurzdauerndes Ultraschallsignal ausgesendet. Das Sendekristall dient nach jedem Impuls als Empfangskristall. Durch eine elektronische Schaltung wird dabei erreicht, daß nur Signale in einem bestimmten, frei wählbaren zeitlichen Abstand zum Ausgangssignal über einen ebenfalls frei wählbaren Zeitraum vor dem nächsten Sendeimpuls empfangen werden können. Die Signale, die durch dieses elektronisches Tor empfangen werden, sind durch ihre bekannte Laufzeit und die Schallgeschwindigkeit eindeutig einer bestimmten Entfernung zum Kristall zugeordnet. Der zeitliche Abstand des Empfangsbeginns zum Ausgangssignal entspricht der Entfernung des Meßbereichs zum Kristall, der Schichttiefe; die Empfangsdauer, die durch die Breite des elektronischen Tores gegeben ist, bestimmt die Schichtbreite des Meßbereiches. Somit lassen sich Strömungsgeschwindigkeiten selektiv aus einem Meßvolumen erfassen, dessen Lage durch die Schichttiefe und die Verlaufsrichtung des Schallstrahls, dessen Ausdehnung durch die Schichtbreite und den Durchmesser des Schallstrahls bekannt sind.

Die Untersuchungen zu dieser Arbeit wurden mit dem Prototyp eines gepulsten Doppler-Velocimeters der Arbeitsgruppe von PERONNEAU[+]) durchgeführt. Hierbei handelt es sich um ein

---

[+]) C.E.T.C./C.N.R.S., Hôpital Broussais, Paris

eintoriges, richtungsanzeigendes Gerät. In Abhängigkeit von der Repetitionsfrequenz (15 oder 30 kHz) wird alle 66 oder 33 µsec ein Ultraschallimpuls einer Frequenz von 8 MHz und einer Dauer von 1 µsec gesendet. Der Abstand des elektronischen Tores vom Ausgangssignal und die Torbreite können in Schritten von 1 µsec gewählt werden. Die kleinste Torbreite beträgt 1 µsec. Entlang des Schallstrahls legt der Ultraschall in dieser Zeit 2 x o,78 mm (Hin- und Rückweg) zurück. Durch die Anordnung der Kristalle in den Strömungsaufnehmern beträgt der Winkel zwischen Schallstrahl und Gefäßachse 67°. So wird in 1 µsec vom Schall, bezogen auf den Gefäßdurchmesser senkrecht zur Gefäßachse, nur ein Weg von 2 x o,67 mm[+)] zurückgelegt. Dieser schmale akustische Spalt von o,67 mm Breite ermöglicht die Bestimmung des Gefäßdurchmessers und das Erstellen von Strömungsprofilen. Durch schrittweises Vorschieben des elektronischen Tores mit der Breite von 1 µsec (≙ o,67 mm) von Gefäßwand zu Gefäßwand, d.h. vom erstmaligen Auftreten eines Strömungssignals bis zu dessem Ausbleiben, kann die Strömungsgeschwindigkeit in Abständen von o,67 mm als Analogsignal gemessen und ihre Verteilung über dem gesamten Gefäßdurchmesser graphisch dargestellt werden. Wird die Torbreite so groß gewählt, daß der Empfangsbereich die Strömungssignale über dem gesamten Gefäßdurchmesser erfaßt, läßt sich durch das Analogsignal die mittlere Strömungsgeschwindigkeit im Gefäß bestimmen. Die Wahl zwischen den Puls-Repetitionsfrequenzen (PRF) 15 kHz und 3o kHz erfolgte nach Angaben von PERONNEAU (38). Die PRF beeinflußt den Betrag der höchsten noch meßbaren Dopplerfrequenz $F_{d\ max}$:

$$F_{d\ max} = \frac{PRF}{2} \qquad (2)$$

Andererseits ist bei gegebener PRF ein Dopplersignal nur

[+)] Bei einem Strömungsaufnehmer (S 7) beträgt dieser Winkel 45°. Daher entsprechen hierbei 1 µsec Laufzeit 2 x o,52 mm in Richtung senkrecht zur Gefäßachse.

bis zu einer bestimmten Schichttiefe d_{max} eindeutig einer Entfernung zum Sende- u. Empfangskristall zuzuordnen. Das Signal muß innerhalb von 33 µsec - bei PRF = 30 kHz - oder 66 µsec - bei PRF = 15 kHz - nach dem Ausgangssignal das Empfangskristall erreichen, andernfalls ist es nicht mehr eindeutig einem Sendeimpuls und damit einer bestimmten Entfernung zum Kristall zugewiesen. Es gilt:

$$d_{max} = \frac{c}{2 \times PRF} \qquad (3)$$

Für PRF = 30 kHz beträgt d_{max} bei einem Schallstrahl-Gefäßwinkel von 67° 22 mm senkrecht zum Gefäßverlauf, für PRF = 15 kHz 44 mm. Bei intraoperativer Messung direkt am Gefäß wurde die PRF 30 kHz gewählt, um das Dopplerspektrum nach Gleichung (2) über eine große Bandweite messen zu können. Bei transkutaner Messung wurde zugunsten einer größeren Meßtiefe d_{max} die PRF 15 kHz nach Gleichung (3) verwendet.
Die Perturbations- u. Flußmessungen wurden mit 5 Ultraschallströmungsaufnehmern (S1, S4, S5, S6, S7) durchgeführt. Das piezoelektrische Sende-Empfangskristall aus Bariumtitanat war in allen bis auf S7 im Winkel von 23° gegen die Horizontale in Lucite, einem Kunststoff, eingebettet. Bei exakter Plazierung des Strömungsaufnehmers ergab sich damit ein Winkel von 67° zwischen Schallstrahl und Gefäßachse. Für den Strömungsaufnehmer S7 betrug der Einbettungswinkel 45°, der Schallstrahl-Gefäßwinkel ebenfalls 45°. Die verwendeten Kristalle besaßen eine Sendefläche von 20 mm^2 (S1), 20 mm^2 (S4), 6 mm^2 (S5), 20 mm^2 (S6) und 15 mm^2 (S7). Die Eichwerte der Strömungsaufnehmer betrugen:

S1, S4, S5	: 1 Volt (Analogsignal)	≙ 1 kHz ≙ 25,0 cm/sec
S6	: 1 Volt	≙ 1 kHz ≙ 25,5 cm/sec
S7	: 1 Volt	≙ 1 kHz ≙ 15,5 cm/sec

Die Strömungsaufnehmer S4, S5 und S7 fanden bei den intraoperativen, S1 und S6 bei den transkutanen Messungen Anwendung. Strömungsaufnehmer S6 war zusätzlich mit einer akustischen Linse ausgestattet, die den Schallstrahl bis zu einer Tiefe von 3 cm bündelte. Bei den intraoperativen Messungen wurden die Strömungsaufnehmer mit zwei zirkulären Haltefäden an dem frei-

gelegten Gefäß ohne Stenosierung befestigt. Zur transkutanen Messung wurden die Strömungsaufnehmer unter Verwendung eines akustischen Gels auf die Haut über dem betreffenden Gefäßabschnitt aufgesetzt und die Stelle des maximalen Dopplersignals aufgesucht. Dies erfolgte durch Kontrolle des auf einem Oszilloskop sichtbaren Analogsignals. In dieser Position verläuft der Schallstrahl durch die Gefäßmitte, ein symmetrisches Strömungsprofil vorausgesetzt. Sowohl bei intraoperativer als auch bei transkutaner Anwendung wurden unter Vorschieben des schmalen akustischen Spaltes (1 µsec) der Gefäßdurchmesser bestimmt - Kontrolle von Auftreten und Ausbleiben des Strömungssignals - und ein Strömungsgeschwindigkeitsprofil erstellt. Zur Perturbations- und Flußmessung wurde das elektronische Tor über dem gesamten Gefäßdurchmesser geöffnet.

2. 2. Velogramm und Perturbationsindex

Turbulenz ist durch ein unregelmäßiges, zufallsbedingtes, dreidimensionales Verteilungsmuster der Geschwindigkeitsvektoren gekennzeichnet, das der Grundströmung überlagert ist. Dieser größeren Streuung der Einzelgeschwindigkeiten im Vergleich zu einer laminaren Strömung entspricht bei der Messung mit dem Ultraschallvelocimeter eine erheblich verbreiterte Bandweite des Dopplerfrequenzspektrums bei Turbulenz (16). Eine quantitative Analyse des Dopplerspektrums gestattet eine genaue Beurteilung des Grades der Strömungsstörung. Eine solche Analyse wird mit der von SANDMANN (43) vorgestellten Perturbationsindexbestimmung (Velogramm) ermöglicht. Dieses Verfahren findet in der vorliegenden Arbeit Anwendung.

Bei der Perturbationsmessung mittels Velogramm wird wie bei der Erstellung des Analogsignales das mit dem gepulsten Ultraschallvelocimeter gewonnene Dopplerfrequenzspektrum in einen Nulldurchgangszähler eingegeben. Da Periodendauer und Frequenz einer Schwingung umgekehrt proportional zueinander sind, kann die Zeit, die zwischen den Nulldurchgängen liegt, als Maß für die einzelnen Dopplerfrequenzen und damit für die einzelnen Strömungsgeschwindigkeiten dienen.

Die Mittelung der Abstände zwischen den Nulldurchgängen liefert einen Wert für die mittlere Strömungsgeschwindigkeit. Die Streuung der einzelnen Zeitintervalle stellt ein Maß für die Bandweite und Frequenzverteilung des Dopplerspektrums dar. Die jeweiligen Zeitintervalle werden durch den Nulldurchgangszähler in entsprechende Voltsignale umgewandelt - je kürzer der Abstand zwischen zwei Nulldurchgängen, je höher also die Frequenz, desto höher die Spannung. Werden nun alle in einem vorgegebenen Zeitabschnitt vom Nulldurchgangszähler ermittelten Voltsignale auf ein Speicherbildoszilloskop projiziert, erhält man ein Abbild des Dopplerspektrums. Aus diesen Voltwerten läßt sich ein Mittelwert bilden, der bei Öffnung des elektronischen Tores über dem gesamten Gefäßdurchmesser der querschnittsgemittelten Strömungsgeschwindigkeit $\bar{v}$ proportional ist. Die Standardabweichung σ der Voltwerte vom Mittelwert ist ein Maß für die Streuung der Einzelgeschwindigkeiten v in der untersuchten Strömung. Der Quotient T.I. = $\frac{\sigma}{\bar{v}}$ x100 (Perturbationsindex, dimensionslos) stellt als Variabilitätskoeffizient der Geschwindigkeitsstreuung eine vergleichbare Maßzahl für die Stabilität einer Strömung dar. Wie bereits erwähnt, weist eine gestörte Strömung eine größere Bandweite des Dopplerspektrums auf. Dementsprechend nimmt σ im Vergleich zu $\bar{v}$ bei Strömungsstörung zu, der Perturbationsindex damit auch. SANDMANN (43) fand unter vorgegebenen Strömungsbedingungen am Modell eine eindeutige Zunahme des Perturbationsindex bei steigenden Reynolds-Zahlen. Er definierte die Beziehung zwischen Betrag des Perturbationsindex und Grad der Strömungsstörung wie folgt:

Perturbationsindex (T.I.)	Strömungsverhalten
bis 30	ungestört, geordnet
31 bis 40	geringgradig gestört
41 bis 50	hochgradig gestört
über 50	turbulent

Schon bei ungestörter, laminarer Strömung weisen σ und somit auch der T.I. einen bestimmten Betrag auf, da die einzelnen Geschwindigkeiten entsprechend dem parabelförmigen Strömungsprofil über dem Gefäßdurchmesser eine Streuung aufweisen. Für pulsatile Strömung, wie sie im arteriellen System vorliegt, streuen die Einzelgeschwindigkeiten nicht nur räumlich über den Gefäßdurchmesser, sondern auch zeitlich über die Zyklusdauer der Herzaktion. Deshalb darf für eine quantitative Perturbationsanalyse nur ein kurzer Zeitausschnitt des Zyklus betrachtet werden. Nach Angaben von GIDDENS (19), PARKER (34) und WINTER (53) findet sich eine Strömungsstörung am ehesten in der Phase der maximalen Vorwärtsströmung (systolische Spitzengeschwindigkeit) und in der sich daran anschließenden Phase der Abnahme der Strömungsgeschwindigkeit. In der vorliegenden Arbeit wurde der Bereich unmittelbar nach dem Zeitpunkt der gefäßsystolischen Spitzengeschwindigkeit analysiert. Die R-Zacke des synchron aufgenommenen EKG wurde als Triggersignal für das Speicher - oszilloskop[+]) verwendet. Durch zeitliche Verzögerung und Dehnung wurden die den einzelnen Frequenzen des Dopplerspektrums entsprechenden Voltsignale eines Zeitraums von 20 msec unmittelbar nach dem Zeitpunkt der systolischen Spitzengeschwindigkeit auf dem graduierten Speicherschirm dargestellt und mit einer Polaroidkamera photographiert. Durch Auszählung der Voltwerte von Hand und Eingabe in einen Kleinrechner [++]) wurden für diesen Meßzeitraum der Mittelwert $\bar{v}$, die Standardab - weichung σ und der Perturbationsindex T.I. der Strömung über dem gesamten Gefäßdurchmesser ermittelt.

2. 3. Elektromagnetische Flußmessung

Als Referenzmethode zur Flußmessung mit dem gepulsten Ultraschallverfahren diente die elektromagnetische Flußmessung (EMF). Diese beruht auf dem Gesetz über elektromagnetische Induktion

---

[+]) 2-Strahl-4-Kanal-Speicheroszilloskop, Fa.Tektronix, USA

[++]) SR 100 NC, Fa. Electronic, Japan

(FARADAY). WETTERER (52) führte das Verfahren zur Messung von Blutströmungsgeschwindigkeiten ein. Bei den zu der vorliegenden Arbeit durchgeführten Messungen fand ein EMF-Gerät [+]) Verwendung, das auf einer Skala das Ablesen der mittleren Durchflußrate gestattete. Die ringförmigen, perivasalen elektromagnetischen Strömungsaufnehmer mit bekannten Eichfaktoren wurden entsprechend der Gefäßgröße gewählt. Nach Einbringen in die Meßposition wurde vor jeder Messung die Blutströmung in dem betreffenden Gefäßabschnitt mechanisch blockiert und anhand der EMF-Anzeige ein Nullabgleich durchgeführt. Bei postoperativer Messung - die EMF-Strömungsaufnehmer konnten an Saphena-Bypass-Transplantaten bis zu vier Tage nach dem Eingriff komplikationslos belassen werden - erfolgte der Nullabgleich zur Eichung mittels Blockade der Bypassdurchströmung durch eine Gummimanschette.

2. 4. Untersuchungen zur Strömungsstörung in arteriellen Gefäßen während und nach rekonstruktiven Eingriffen - Vergleich von End-zu-End- und End-zu-Seit-Anlage der proximalen Saphena-Bypass-Anastomose

2.4.1. Patientengut - intraoperative Messungen und Nachuntersuchungsreihe

Perturbationsmessungen wurden an 17 Patienten durchgeführt, die sich einer Saphena-Bypass-Operation im Bereich der femoralen Strombahn unterzogen. Der Anschluß des Venentransplantates erfolgte femoro-femoral oder femoro-popliteal, in einem Fall (Patient 2) femoro-tibial. Patient 3 erhielt beiderseits einen Venenbypass. In 11 Fällen (Pat. 1-10) wurde die proximale Bypass-Anastomose als End-zu-End-Anastomose angelegt, die nach VAN DONGEN durch einen Venenpatch erweitert war. Die Form der End-zu-Seit-Anastomose mit spitzwinkligem (etwa 30^{o}) Abgang des Transplantates von der A.femoralis communis oder superficialis wurde in 7 Fällen (Pat. 11-17) gewählt. Bei Patient 13 wurde die proximale End-zu-Seit-Anastomose eines bereits angelegten Saphena-Bypass revidiert.
Eine intraoperative Perturbationsmessung erfolgte bei 16 Pa-

[+]) Nicotron A. S., Oslo, Norwegen

tienten. Für Patient 3 (Bypass rechts) liegen nur Perturbationsmeßwerte vor, die am dritten postoperativen Tag gewonnen wurden, für Patient 5 verwertbare Daten nur aus der ersten Kontrolluntersuchung. Bei 11 der 16 bereits intraoperativ untersuchten Patienten wurden innerhalb der ersten 7 Tage nach dem Eingriff der Grad der Strömungsstörung im Bypass transkutan bestimmt. 10 Patienten wurden in einer ersten Kontrolle 3 bis 6 Monate postoperativ nachuntersucht und die Strömungsstörung im Transplantat gemessen. Eine weitere Kontrolle fand bei 6 Patienten 1 1/2 bis 2 Jahre nach der Operation statt. Insgesamt konnte an 15 Patienten (mit 16 Bypasstransplantaten) der Verlauf über diesen Zeitraum oder bis zu einem früher auftretenden Transplantatverschluß beobachtet werden (Tabelle 5). Bei 14 dieser Patienten liegen intraoperativ gewonnene Perturbationsmeßdaten vor, so daß anhand dieser Gruppe der Einfluß von Strömungsstörungen im proximalen Anastomosebereich auf die Prognose der Transplantatfunktion untersucht werden kann. Die Daten zweier weiterer Patienten können zu dieser Kontrollstudie nicht herangezogen werden, da Patient 6 ein Jahr nach der Operation an einem nicht im Zusammenhang mit dem Gefäßersatz stehenden Leiden (Pankreatitis) verstarb und bei Patient 7 eine Blutung die Revision des Transplantates erforderlich werden ließ. Zum Vergleich mit den Strömungsverhältnissen in einer nicht pathologisch veränderten A. femoralis communis wurde transkutan der Perturbationsindex der Strömung in diesem Gefäß bei einem 15jährigen Patienten bestimmt, der sich wegen einer Armverletzung in stationärer Behandlung befand. Zusätzlich wurden Perturbationswerte intraoperativ vor und nach Desobliteration an der A. carotis interna eines Patienten gewonnen, der wegen zweier Stenosen in diesem Gefäß unmittelbar oberhalb der Carotisgabel operiert wurde. Gleichzeitig wurden in diesem Fall vor und nach der Rekonstruktion am freiliegenden Gefäß mittels elektromagnetischer Flußmessung die Durchflußrate und mittels blutiger Druckmessung der Druckgradient über dem Stenosebereich bestimmt.

2.4.2. Anordnung der Meßpositionen - Registrierung und Auswertung der Dopplersignale

Das Dopplersignal wurde bei den 16 intraoperativen Messungen nach Freigabe der Bypassdurchströmung über dem Bereich der proximalen Anastomose gewonnen. Die Meßpositionen befanden sich unmittelbar oberhalb der Anastomose (in 6 Fällen), über der Anastomose selbst (in 10 Fällen) und im Anfangsteil des Bypass (in 14 Fällen). Dort erfolgte die Registrierung im Abstand von 1 cm, teilweise auch von 2 und 3 cm zu der Anastomose.

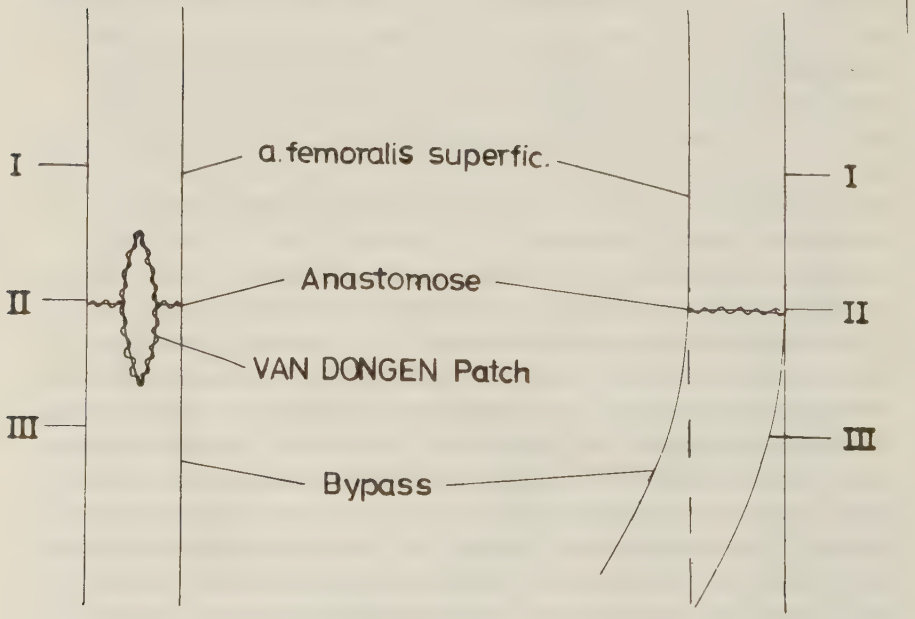

Abbildung 1: End-zu-End- u. End-zu-Seit-Anastomose
Anordnung der Meßpositionen: I oberhalb der Anastomose, II über der Anastomose, III Anfangsteil des Bypass

Der Strömungsaufnehmer wurde jeweils ventral über dem Gefäß angebracht, der Ultraschallstrahl verlief in antero-posteriorer Richtung im Winkel von 67° gegen die Strömung. Die transkutanen Messungen erfolgten sowohl in der frühen postoperativen Phase als auch bei den späteren Kontrolluntersuchungen über demselben Bereich (Anastomose und Bypassanfang) sowie zusätzlich noch bis zu 15 cm distal der proximalen Bypassanastomose. Bei den frühen postoperativen Messungen war eine Registrierung über den intraoperativ erfaßten Positionen infolge der Wundverhältnisse nur in 5 Fällen möglich. Die Dopplersignale wurden nach Aufsetzen des Strömungsaufnehmers auf die Haut über dem betreffenden Gefäßabschnitt ebenfalls im antero-posterioren Schallstrahlgang gewonnen.
Durch Öffnung des elektronischen Tores (Puls-Doppler) über dem gesamten Gefäßdurchmesser - sowohl bei intraoperativer wie bei transkutaner Messung - entsprach das Dopplersignal der Geschwindigkeitsverteilung über dem gesamten Gefäßlumen. Dopplersignal, Analogsignal des Nulldurchgangszählers und das gleichzeitig abgeleitete EKG des Patienten wurden auf einem 7-Kanal-Magnetband +) gespeichert. Nach der in 2.2. angegebenen Methode wurden für jede Meßposition jeweils ein Abbild der dem Dopplerspektrum entsprechenden Voltsignale über dem Zeitraum einer vollständigen Herzaktion (Übersichtsbild) und über 20 msec unmittelbar nach dem Zeitpunkt des systolischen Spitzenflusses auf dem Speicherbildoszilloskop erzeugt. Aus den Voltsignalen des zweiten Bildes wurde der Perturbationsindex für die jeweilige Meßposition berechnet.

2. 5. Flußmessung mit dem gepulsten Ultraschall-Doppler-Verfahren im Vergleich zur elektromagnetischen Flußmessung (EMF)

Zunächst werden beide Methoden in einem Modellversuch verglichen. Anschließend werden intraoperativ und transkutan an Patienten mit beiden Verfahren gleichzeitig gewonnene Meßdaten gegenübergestellt.

+) Philips, Holland

2. 5. 1. Modellversuch

Bei Varizenoperation gewonnene V.saphena magna wurde über ein Schlauchsystem mit einer Rollerpumpe und mit einem Reservoir verbunden und mit Blut durchströmt. Der Druck in der Vene wurde über eine Drossel um 6o mm Hg konstant gehalten, während die Stromstärke von 100 ml/min bis 500 ml/min (Direktanzeige der Pumpe) gesteigert wurde. Die Anzeige der Pumpe erlaubte allerdings nur eine grobe Orientierung über die Durchflußrate. Gleichzeitig wurde die Stromstärke in der Vene elektromagnetisch und mit dem gepulsten Ultraschallverfahren bestimmt. Vor dem EMF-Meßkopf war der Ultraschallströmungsaufnehmer angebracht. Das Analogsignal des Nulldurchgangszählers diente bei Tiefenausdehnung des Meßvolumens von der vorderen zur hinteren Gefäßwand zur Berechnung der Stromstärke. Es wurden zwei Strömungsaufnehmer (S4, S5) mit unterschiedlich breiter Sende-/Empfangsfläche (S4: 20 mm^2, S5: 6 mm^2) benutzt. Der Venendurchmesser betrug 7 mm.

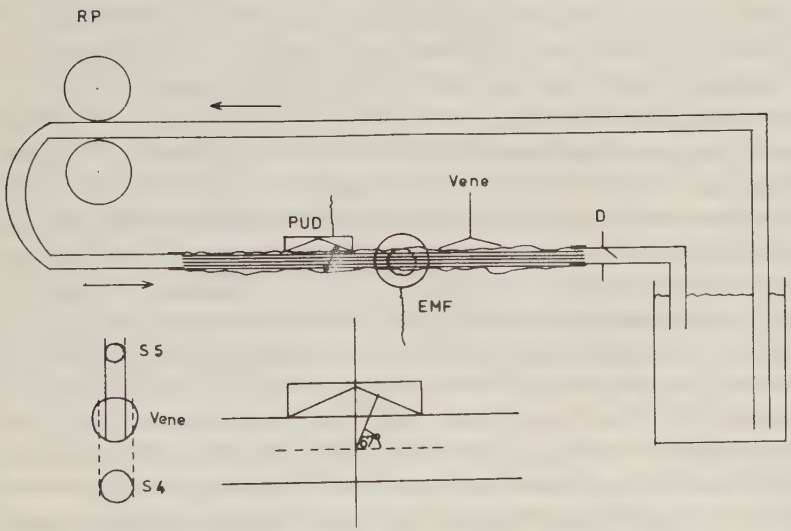

Abbildung 2 :

Quantitative Strömungsmessung im Strömungsmodell. (RP = Rollerpumpe; PUD = Strömungsaufnehmer Ultraschall-Doppler; EMF = Strömungsaufnehmer elektromagnetisch; D = Drosselventil; im unteren Bildabschnitt links ist schematisch das Durchmesserverhältnis von Vene und piezzoelektrischem Kristall für zwei unterschiedliche Strömungsaufnehmer angegeben. Rechts: Schallstrahlwinkel.)

2. 5. 2. Klinische Messungen

Bei 14 Patienten, die sich gefäßchirurgischen Eingriffen (Saphena-Bypass-Operation, aorto-femorale Bypass-Operation, Desobliteration der A.femoralis) unterzogen, wurde intraoperativ die Durchflußrate in einem bestimmten Gefäßabschnitt mit beiden Verfahren gleichzeitig gemessen. Dabei kamen 42 Meßpositionen zur Auswertung. Das Analogsignal der Strömungsgeschwindigkeit wurde durch Öffnung des elektronischen Tores über dem gesamten Gefäßdurchmesser gewonnen. In allen Fällen war der Ultraschallströmungsaufnehmer auf der ventralen Gefäßwand angebracht (antero-posteriorer Schallstrahlgang). In 9 der 42 Meßpositionen wurden Strömungsprofil und Analogsignal zusätzlich im seitlichen Schallstrahlgang bestimmt. Bei 7 Patienten wurde nach einer Saphena-Bypass-Operation der elektromagnetische Strömungsaufnehmer bis zu 4 Tage postoperativ am Venentransplantat belassen und konnte so als Referenz für die transkutane Dopplerflußmessung dienen. Die transkutanen Messungen erfolgten über 17 Meßpositionen, an denen ein Vergleich beider Methoden zulässig war. Zur Berechnun der Durchflußrate wurde auch hier das Analogsignal der Strömungsgeschwindigkeit über dem gesamten Gefäßdurchmesser verwendet.

2. 5. 3. Registrierung und Auswertung

Das Analogsignal des Nulldurchgangszählers und das Signal des EMF-Gerätes wurden auf einem 6-Kanal-Mehrfachschreiber +) aufgezeichnet. Während die Rollerpumpe eine nahezu stationäre Strömung erzeugte, war die Strömung bei den klinischen Messungen der Herzaktion entsprechend pulsatil. Daher wurden bei diesen Messungen die Strömungsgeschwindigkeitssignale noch zusätzlich elektronisch über die Zeit gemittelt und die so gewonnenen Werte ebenfalls auf dem Schreiber aufgezeichnet. Vor jeder Messung wurde ein Eichsignal auf den Schreiber gegeben, so daß das EMF-Signal in ml/min, das Ultraschallanalogsignal in kHz abgelesen werden konnten. Über die bekannten Eichfaktoren der Ultraschallströmungsaufnehmer wurde aus dem Analogsignal die Durchschnittsströmungsgeschwindigkeit über dem Gefäßdurchmesser v (bzw. die zeitlich gemittelte Geschwindigkeit $\bar{v}$) in cm/sec berechnet. Die mittlere Stromstärke $\bar{Q}$ läßt sich aus dem Gefäßdurchmesser d, der mit dem gepulsten Dopplerverfahren bestimmt wurde, und der Strömungsgeschwindigkeit $\bar{v}$ nach der Formel

$$\bar{Q} = \bar{v} \times \pi \times \left(\frac{d}{2}\right)^2 \qquad (4)$$

berechnen. Die Spitzenstromstärke Q ergibt sich unter Verwendung des Analogsignals für die systolische Spitzengeschwindigkeit v:

$$Q = v \times \pi \times \left(\frac{d}{2}\right)^2 \qquad (5)$$

Den Gleichungen (4) und (5) liegt die Annahme zugrunde, daß es sich bei der Gefäßquerschnittsfläche um eine Kreisfläche handelt. Wurden Durchmesser und Strömungsgeschwindigkeit sowohl im antero-posterioren als auch im seitlichen Schallstrahlgang bestimmt, erfolgte die Berechnung der Stromstärke zusätzlich nach der Formel

$$Q = v_E \times \pi \times \frac{a \times b}{4} \qquad (6)$$

Hierbei ist v_E das arithmetische Mittel der in beiden Ebenen gemessenen Strömungsgeschwindigkeiten, a der Durchmesser im anterio-posterioren und b der Durchmesser im seitlichen Schall-

---

+) Gould-Brush, USA

strahlgang. Bei dieser Berechnung wird die Gefäßquerschnittsfläche als Fläche einer Ellipse betrachtet. Die mit dem Ultraschallverfahren nach den Gleichungen (4) und (5) ermittelten Werte Q_{US} und $\bar{Q}_{US}$ wurden mit den zum jeweils gleichen Zeitpunkt bestimmten Werten Q_{EMF} und $\bar{Q}_{EMF}$ verglichen. Dazu wurden diese Werte - für die verschiedenen Ultraschallströmungsaufnehmer getrennt - in ein Koordinatensystem eingetragen. Der Abszisse wurde die Stromstärke Q_{EMF}, der Ordinate die Stromstärke Q_{US} zugewiesen. Ebenso wurde mit den Werten $\bar{Q}_{EMF}$ und $\bar{Q}_{US}$ verfahren. Für die so gewonnene Verteilung von Punkten, die jeweils einem Meßpaar Q_{EMF}/Q_{US} (bzw. $\bar{Q}_{EMF}/\bar{Q}_{US}$) zugeordnet sind, wurden die Gleichung der Regressionsgeraden

$$y = b_o + b_1 x \qquad (7)$$

für die Regression von y (Q_{US}) auf x (Q_{EMF}) und der empirische Korrelationskoeffizient r berechnet (26). Dabei entspricht der empirische Regressionskoeffizient b_1 dem Eichfaktor des Ultraschallströmungsaufnehmers gegenüber der elektromagnetischen Flußmessung in der durchgeführten Meßreihe. Der Korrelationskoeffizient r bezeichnet die Streuung der Meßpunkte um die Eichgerade.

3. Ergebnisse

3. 1. Perturbationsmessung

3.1.1. Messungen zum Strömungsverhalten im Saphena-Bypass

3.1.1.1. Intraoperativ gewonnene Daten

Tabelle 1 zeigt eine Zusammenfassung der bei den intraoperativen Messungen gewonnenen Perturbationsindexwerte. Die Qualität der proximalen Bypassanastomose wurde durch Perturbationsmessung im Anastomosebereich selbst (Position II) und im Anfangsteil des Bypass (Position III) überprüft. In diesem Bereich wiesen von den 16 untersuchten Patienten 8 eine turbulente, 7 eine hochgradig gestörte und ein Patient eine geringgradig gestörte Strömung auf. Bei 8 Patienten liegen Perturbationsindexwerte sowohl für Position II als auch für Position III vor. In 6

dieser Fälle erreicht die Strömungsstörung ihr Maximum im Anfangsteil des Bypass (III). So beträgt der Perturbationsindex in einem Fall (Pat. 1o) 1 cm distal der Anastomose 61 - hier ist die Turbulenz voll entwickelt -, während im Anastomosebereich selbst und 3 cm distal die Strömung nur hochgradig gestört ist (T.I. jeweils 49). In 2 weiteren Messungen (Pat.8, 11) findet sich der höchste T.I.-Wert bereits über der Anastomose, die Turbulenz ist aber - nicht oder nur gering abgeschwächt - ebenfalls im Anfangsteil des Bypass nachweisbar. Weiter distal der Anastomose wurde in der Mehrzahl der Fälle ein Rückgang der Strömungsstörung beobachtet. Oberhalb der Anastomose (Position I) über der A.femoralis superfic., bzw. dem distalen Abschnitt einer Kunststoffprothese zur Überbrückung der iliacalen Strombahn (Pat. 15,16), konnte in 6 Fällen eine Perturbationsmessung erfolgen. Die Ergebnisse zeigten laminare, gering- oder hochgradig gestörte Strömung, jedoch keine Turbulenz an. Oberhalb der Anastomose war der T.I.-Wert jeweils niedriger als die zugehörigen Werte im Bypassanfang. So lag bei Patient 4 oberhalb der Anastomose hochgradig gestörte Strömung (T.I. 41), im Anastomosebereich und in der ersten Bypassstrecke dagegen deutlich entwickelte Turbulenz (T.I. 62, 61, 56) vor.

3. 1. 1. 2. Frühe postoperative Phase

Die postoperativ durchgeführte Perturbationsmessung (Tabelle 2) bestätigte bei den Patienten 3 (Bypass links) und 17 die intraoperativ gefundenen Werte. Bei Patient 10 wurde postoperativ über dem Anastomosebereich ein T.I. 66 gemessen. Dieser Wert entspricht dem intraoperativ über dem Bypassanfang gefundenen T.I. 61. Im Fall des Patienten 14 konnte intraoperativ 2 cm distal der Anastomose im Bypass festgestellte Turbulenz postoperativ nicht nachgewiesen werden. Dabei entsprechen sich die Strömungsgeschwindigkeiten mit 37,5 cm/sec bzw. 34,0 cm/sec zum Zeitpunkt des systolischen Spitzenflusses bei der intra- und postoperativen Messung. Hier kann eine Strömungsstabili-

sierung im postoperativen Verlauf angenommen werden. In den anderen postoperativ untersuchten Fällen lagen entweder keine vergleichbaren intraoperativen Daten vor (Pat. 1, 3), oder eine Messung war nur im weiteren Verlauf des Bypass - 5 bis 15 cm distal der Anastomose - möglich (Pat. 8,13,16). In diesen Fällen behinderte das Wundödem die Messung über dem Anastomosebereich. Vergleicht man die Perturbationswerte im weiter distalen Bypassverlauf mit den im Anastomosebereich und im Bypassanfang gefundenen Daten, so ist die Strömung in 5 Fällen distal weniger gestört als im Bypassabgang. Nur einmal (Pat. 3, Bypass rechts) ist der 5 cm distal der Anastomose ermittelte T.I. (54) höher als der dem Bereich des Bypassanfangs zugeordnete (48). Die intraoperativ und in der frühen postoperativen Phase gewonnenen Perturbationsmeßwerte zeigen, daß in allen Fällen bis auf Patient 7 die Strömung im Rekonstruktionsbereich an mindestens einer Meßposition hochgradig gestört oder turbulent ist. Dabei ist das Maximum der Strömungsstörung in der Mehzahl der Fälle dem Bereich des Bypassanfangs zuzuordnen. Weiter distal erfolgt in diesen Fällen ein Rückgang der Strömungsstörung.

3. 1. 1. 3. Verlaufsbeobachtung anhand der Kontrollmessungen

In den Tabellen 3 und 4 sind die bei den Kontrolluntersuchungen gewonnenen Perturbationsindexwerte aufgeführt. Eine Verlaufsbeobachtung über den Grad der Strömungsstörung im Bypass ist anhand der Daten von 9 Patienten möglich. In den restlichen Fällen wurde entweder vor oder bei diesen Kontrolluntersuchungen ein Verschluß des Saphenatransplantates festgestellt (siehe 3.1.2.).

Patient 1:

Bei der Kontrolle 2 Jahre nach der Operation war die Strömung in Anastomose und Bypassanfang ungestört. Im Vergleich zum intraoperativen Perturbationswert über der Anastomose (T.I.41) fand sich eine deutliche Verbesserung an dieser Stelle (Kontroll-T.I. 14).

Patient 3 (Bypass links):
5 Monate nach dem Eingriff wurde eine turbulente Strömung im Bypassanfang über einem Verlauf von 10 cm nachgewiesen. Ihr Maximum (T.I. 76) erreichte diese Störung 2 cm distal der Anastomose. Der Grad der Strömungsstörung hatte im Vergleich zur intraoperativen Messung (T.I.48) zugenommen. Bei der zweiten Kontrolluntersuchung wurde der Verschluß des Bypass festgestellt.

Patient 6:
1 cm distal der Anastomose war die Strömung bei der Kontrolluntersuchung 4 Monate postoperativ turbulent. (T.I.65). Dies entsprach dem intraoperativ beurteilten Strömungsverhalten (T.I. 1 cm distal:50; 2 cm distal: 75). 10 cm distal der Anastomose betrug der T.I. bei der Kontrolle nur noch 42.

Patient 8:
Die intraoperativ gemessene Turbulenz im Anastomosebereich (T.I.63) ließ sich geringgradig abgeschwächt auch in der Kontrolluntersuchung nach 3 1/2 Monaten nachweisen (T.I.59). 19 Monate postoperativ war die Strömung an dieser Stelle nur noch geringgradig gestört (T.I.39), 3 cm distal der Anastomose fand sich der höchste T.I. mit 42.

Patient 9:
Unterhalb der Anastomose zeigte sich bereits nach 3 Monaten eine deutliche Abnahme der Strömungsstörung (intraoperativ: T.I.5o, 1. Kontrolle: T.I.35), die sich auch nach 19 Monaten bestätigen ließ (T.I.36). In der Anastomose selbst nahm die Turbulenz im Zeitraum zwischen beiden Kontrollen zu (T.I.51, später T.I.61).

Patient 13:
Die Strömungsstörung (T.I.41), die intraoperativ unterhalb der Anastomose gemessen worden war, ging im Verlauf von 22 Monaten auf T.I.32 zurück. 5 cm distal der Anastomose fand sich bei der zwieten Kontrolluntersuchung eine leichte Strömungsstörung (T.I.38).

Patient 15:
Die intraoperativ nachgewiesene hochgradige Strömungsstörung 1 cm distal der Anastomose (T.I.45) lag nach 3 Monaten ebenfalls mit ihrem Maximum an dieser Stelle vor (T.I.46). 5 Monate nach der Operation wurde der Verschluß des Bypass festgestellt.

Patient 16:
Die intraoperativ nur geringgradig gestörte Strömung in der Anastomose und 1 cm distal (T.I.35, bzw. 39) wies 3 Monate nach der Operation Turbulenz auf (1 cm distal der Anastomose: T.I.53). 7 Monate nach dem Eingriff wurde der Bypassverschluß festgestellt.

Patient 17:
1 1/2 Jahre nach der Operation fand sich im Bereich der Anastomose und des Bypassanfangs eine Verschlechterung der Strömungsqualität. Im Gegensatz zum Operationszeitpunkt wurde jetzt über diesem Abschnitt vollentwickelte Turbulenz nachgewiesen (T.I.61, intraoperativ dagegen T.I.4o über der Anastomose). 5 cm distal der Anastomose war auch bei der Kontrollmessung die Strömung nur geringgradig gestört.

Wie bei den intra- und früh postoperativ durchgeführten Messungen fanden sich die Maxima der Strömungsstörung auch bei den Kontrolluntersuchungen in der Mehrzahl der Fälle jeweils im Bypassanfang 1 bis 2 cm distal der Anastomose. Weiter distal wurden niedrigere Perturbationsindexwerte als jeweils oberhalb gefunden. (Nur bei Patient 16 liegt kein Meßwert für diesen distalen Bereich vor. Allerdings war auch hier der T.I. 2 cm unterhalb der Anastomose (T.I.46) niedriger als 1 cm unterhalb (T.I.53). Die bei Patient 9 (2. Kontrolle) 1o cm distal der Anastomose auftretende Strömungsstörung erreicht nicht das Ausmaß der Störung in der Anastomose.) Ein Rückgang der Strömungsstörung im proximalen, unmittelbar an die Anastomose anschließenden Bypasseg-

ment wurde gegenüber den intraoperativ gewonnenen Daten in der Kontrollstudie bei 4 Patienten (Pat. 1,8,9,13) gefunden. Diese Venentransplantate waren 1 1/2 bis 2 Jahre nach dem Eingriff noch ausreichend durchströmt (systolischer Spitzenfluß im Bypass zwischen 210 ml/min und 440 ml/min). In der ersten Kontrollserie wurde bei den Patienten 3 (Bypass links) und 16 eine Zunahme der Strömungsstörung im Vergleich zur intraoperativen Messung gefunden. In beiden Fällen kam es im weiteren Verlauf zum Bypassverschluß. In zwei weiteren Fällen (Pat. 6,15) änderte sich der Grad der hochgradigen (Pat.15) bzw. turbulenten (Pat. 6) Strömungsstörung nicht. Bei Patient 15 wurde 2 Monate nach der Kontrollmessung der Verschluß des Venentransplantates festgestellt; bei Patient 6 konnte die Funktion des Bypass nicht weiter verfolgt werden (der Patient verstarb).

3. 1. 2. Intraoperativ nachgewiesene Strömungsstörungen und Prognose des Gefäßersatzes (Saphena-Bypass)

Für 14 Patienten, bei denen intraoperativ der Grad der Strömungsstörung bestimmt wurde, liegt eine Verlaufsbeobachtung über 1 1/2 bis 2 Jahre nach dem Eingriff vor (Tabellen 1 und 5). In zwei Fällen kam es zum Frühverschluß (Thrombosierung des Transplantates am Operationstag (Pat.4) und am 7. postoperativen Tag (Pat. 12). Bei 7 Patienten trat ein Verschluß in einem Zeitraum zwischen 2 und 20 Monaten nach der Operation auf (Pat. 2,3,10,11,14,15,16). In 5 Fällen wurde die Durchströmung des Transplantates am Ende des Beobachtungszeitraums nachgewiesen (Pat. 1,8,9,13,17). Folgende Tabelle stellt die intraoperativ in und unterhalb der Anastomose nachgewiesene Strömungsstörung dem beobachteten Verlauf gegenüber:

Grad der Strömungsstörung	Frühverschluß	späterer Verschluß	Durchgängigkeit
ungestört	-	-	-
geringgradig gestört	-	-	-
hochgradig gestört	-	3	4
turbulent	2	4	1

(Angegeben wird die Zahl der Bypasstransplantate in der jeweiligen Verlaufsgruppe.)

Bei hochgradiger Strömungsstörung kam es in 3 Fällen zum Verschluß. Hierzu zählen die Patienten 3 und 16, bei denen in der ersten Kontrolluntersuchung unterhalb der Anastomose Turbulenz, also eine Zunahme der Strömungsstörung, nachgewiesen wurde. In 4 Fällen blieb die Funktion des Bypass über den Beobachtungszeitraum hin erhalten. Zu dieser Gruppe zählen 3 der Patienten, bei denen in der Kontrollstudie eine Abnahme der Strömungsstörung festgestellt wurde. Nur bei voll entwickelter Turbulenz unmittelbar unterhalb der Anastomose trat ein Frühverschluß auf. Bei den 7 Transplantaten, die intraoperativ diesen Grad der Strömungsstörung aufwiesen, kam es in insgesamt 6 Fällen zum Verschluß. Nur bei Patient 8 war am Ende des Beobachtungszeitraums eine Durchströmung des Bypass noch gegeben. In diesem Fall wurde bei der letzten Kontrolluntersuchung ein Rückgang der Strömungsstörung im Anastomosebereich festgestellt (T.I.42).

3. 1. 3. Strömungsverhalten in und unterhalb von End-zu-End-Anastomose im Vergleich zu End-zu-Seit-Anastomosen

Bei den intraoperativen Messungen fanden sich unmittelbar in der Anastomose (Position II, Tabelle 1) für beide Anastomoseformen Beispiele mit nur geringgradig gestörter und turbulenter Strömung. Unterhalb der Anastomose (Position III, Tab.1) lag der Grad der Strömungsstörung bei den 14 untersuchten Bypasstransplantaten wie folgt verteilt vor:

Anastomoseform	Grad der Strömungsstörung			
	ungestört	geringgradig gestört	hochgradig gestört	turbulent
End-zu-End	-	-	2	5
End-zu-Seit	-	-	4	3

(jeweils Angabe der Fallzahl)

Für beide Anastomosen lassen sich Beispiele mit voll entwickelter Turbulenz und hochgradiger Strömungsstörung anführen. Eine eindeutige Überlegenheit einer Anastomoseform von seiten der

Strömungsstabilität läßt sich aus den untersuchten Fällen nicht ableiten. Dies gilt auch für die Ergebnisse der Kontrolluntersuchungen (Tabellen 3 und 4): Sowohl bei End-zu-End- wie auch bei End-zu-Seit angeschlossenen Bypasstransplantaten wurden Rückgang, Zunahme oder keine Veränderungen des Grades der Strömungsstörung festgestellt. Schlüsselt man die Ergebnisse der Verlaufsbeobachtung (Tabelle 5) getrennt nach Anastomoseform auf, ergibt sich folgende Tabelle:

Anastomose-form	Frühverschluß	späterer Verschluß	Durchgängigkeit
End-zu-End	1	5	3
End-zu-Seit	1	4	2

Diese Aufstellung zeigt für keine der beiden Anastomoseformen einen Vorteil hinsichtlich der Bypassfunktionsdauer an.

3. 1. 4. Vergleichsmessung

Die transkutane Perturbationsmessung über der A.femoralis communis der 15jährigen Vergleichsperson ergab bei einem systolischen Spitzenfluß von 500 ml/min (bestimmt nach der in 2.5. angegebenen Methode) den Perturbationsindex 27. Dieser Wert wurde durch eine zweite Messung über derselben Position bestätigt, ein Hinweis auf die Reproduzierbarkeit der Perturbationsmessung. Die Strömung war also selbst zum Zeitpunkt des systolischen Spitzenflusses ungestört, d.h. laminar.

3. 1. 5. Fallbeispiele

Die Bedeutung der Perturbationsmessung in der klinischen Anwendung läßt sich aus zwei Fallbeispielen ersehen.
In dem einen Fall (Pat. 4) wurde eine Saphena-Bypass-Operation mit proximaler End-zu-End-Anastomose nach VAN DONGEN durchgeführt. Nach Freigabe der Bypassdurchströmung erfolgte die Perturbationsmessung. Unmittelbar oberhalb der Anastomose betrug der Perturbationsindex 43, im Anastomosebereich selbst

62, 1 cm distal der Anastomose 64 und 2 cm distal 56. Es lag also Turbulenz vor. Die mittlere Durchflußrate im Transplantat übertraf mit 180 ml/min deutlich den von verschiedenen Autoren (9,22,45) geforderten Mindestdurchfluß von 70-100 ml/min. Das Transplantat war jedoch am Abend des Operationstages durch einen Thrombus verschlossen. Bei der Revision mußte die proximale Anastomose wegen Stufenbildung erweitert werden. Diese Stufe hatte intraoperativ nicht zu einer auffallenden Minderdurchströmung des Bypass geführt, die durch sie hervorgerufene Strömungsstörung konnte dagegen mit der Perturbationsmessung erfaßt werden.

Bei einem anderen Patienten waren durch präoperative Angiographie zwei Stenosen der A.carotis interna (Carotisabgangsstenose und Carotisstenose 2 cm oberhalb der Bifurkation) nachgewiesen. Intraoperativ erfolgten vor der Endarteriektomie Perturbationsmessung, Flußmessung (EMF) und die Bestimmung des Druckgradienten über den Stenosen (blutige arterielle Druckmessung). In der A.carotis communis fand sich eine geringgradige Strömungsstörung (T.I.34), in der A.carotis interna hinter der ersten Stenose Turbulenz (T.I.62), deren Grad cranialwärts der zweiten Stenose zunahm (T.I.69). Der systolische Spitzenfluß in der A.carotis interna betrug 125 ml/min. Über der ersten Stenose kam es zu keinem meßbaren Druckabfall, während der Druckgradient über der zweiten Stenose 60 mm Hg betrug. Nach Endarteriektomie im Bereich der Stenose fand sich an dieser Stelle ein Druckgradient von 20 mm Hg, der systolische Spitzenfluß in der A.carotis interna war auf 340 ml/min angestiegen, der Grad der Strömungsstörung blieb jedoch nahezu unverändert. Cranialwärts des endarteriektomierten Gefäßsegmentes betrug der Perturbationsindex 67. Einige Stunden nach der Operation zeigte der Patient Zeichen einer Hemiparese der kontralateralen Körperhälfte. Bei der Revision fanden sich im Rekonstruktionsbereich eine Intimastufe und ein von dieser ausgehender thrombotischer Verschluß der A.carotis interna. Diese Stufenbildung hatte

den Anstieg der Durchflußrate nicht beeinträchtigt und nur zu einem geringen Druckgradienten geführt. Sie hatte allerdings eine erhebliche Strömungsstörung hervorgerufen, die mit der Perturbationsmessung nachgewiesen worden war.

3. 2. Flußmessung mit dem gepulsten Ultraschall-Doppler-Verfahren - Vergleich mit der elektromagnetischen Flußmessung (EMF)

3. 2. 1. Modellversuch

Tabelle 6 zeigt die mit den Strömungsaufnehmern S4 und S5 gewonnenen Ergebnisse der Ultraschallflußmessung. Angegeben werden der mit dem gepulsten Ultraschallverfahren bestimmte Gefäßdurchmesser, die Frequenz des vom Nulldurchgangszähler ermittelten Analogsignas der Strömungsgeschwindigkeit über dem gesamten Gefäßdurchmesser, die aus dieser Frequenz durch Umrechnung gewonnene Strömungsgeschwindigkeit und die mit diesen Werten berechnete Stromstärke. Zum Vergleich wird die mit dem EMF-Verfahren gemessene Stromstärke aufgeführt. In Abbildung 3 werden die mit dem Ultraschallverfahren gewonnenen Stromstärkewerte den jeweils entsprechenden EMF-Flußwerten graphisch gegenübergestellt:

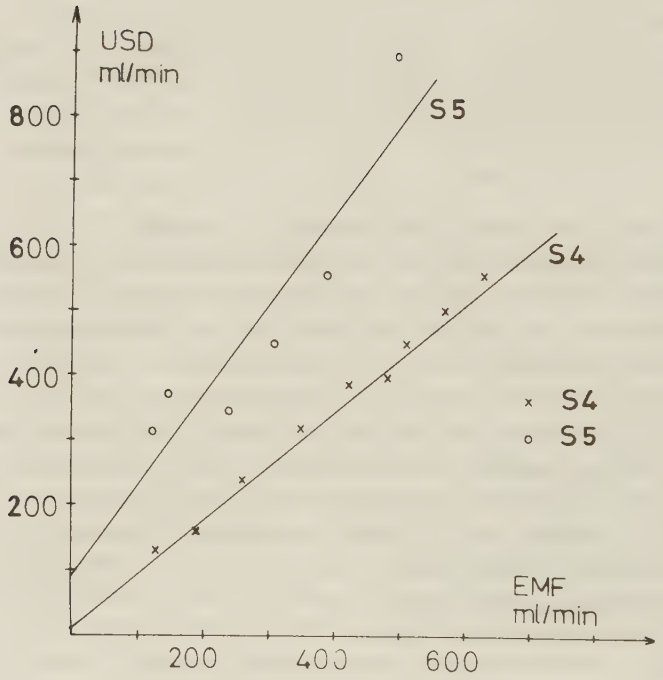

Abbildung 3: Ultraschall- und EMF-Flußmessung im Modellversuch
Gleichung der Regressionsgeraden (S4): $Q_{US} = 0{,}85 \times Q_{EMF} + 11\,ml/min$
Gleichung der Regressionsgeraden (S5): $Q_{US} = 1{,}39 \times Q_{EMF} + 91\,ml/min$

Insbesondere für den Strömungsaufnehmer S 4 ergibt sich eine lineare Beziehung zwischen beiden Parametern (Korrelationskoeffizient (S4): r = 0,99). Der Eichfaktor - die Steigung der Regressionsgeraden - gegenüber der elektromagnetischen Flußmessung

beträgt für den Strömungsaufnehmer S 4 0,85 , für den Strömungsaufnehmer S 5 1,39. In der Serie S 5 wurde der Korrelationskoeffizient mit r = 0,92 bestimmt.

3. 2. 2. Klinische Messungen

3. 2. 2. 1. Messungen intraoperativ am freigelegten Gefäß

Tabelle 7 gibt die mit den Strömungsaufnehmern S 4, S 5 und S 7 ermittelten Ergebnisse der intraoperativen Ultraschallflußmessung an. Für jede Meßposition wurde mit dem Dopplerverfahren der Gefäßdurchmesser bestimmt. Die Angaben der Frequenz des Analogsignals, der Strömungsgeschwindigkeit, der berechneten Stromstärke und der EMF-Stromstärke als Referenz erfolgen sowohl für den systolischen Spitzenfluß als auch für die mittlere Stromstärke. In Abbildung 4 sind die mit dem Dopplerverfahren gewonnenen Stromstärkewerte gegen die entsprechenden EMF-Flußwerte für den systolischen Spitzenfluß aufgetragen, in Abbildung 5 für die mittlere Stromstärke.

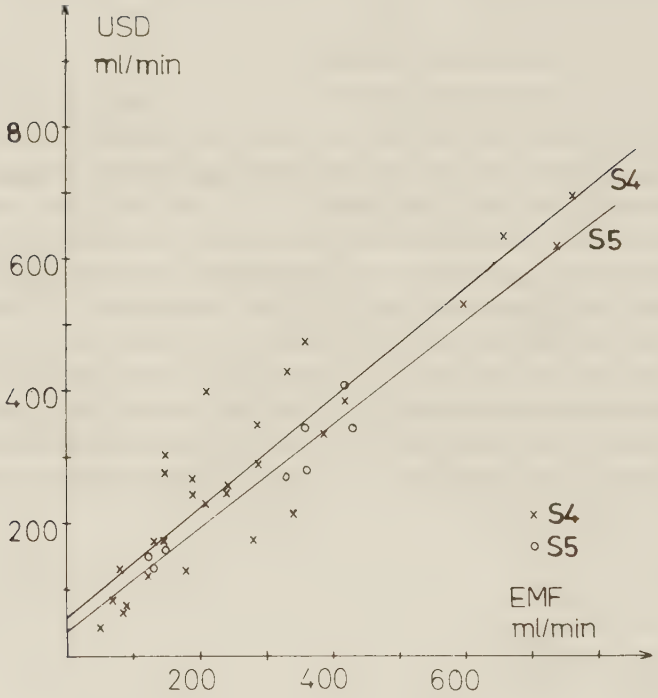

Abbildung 4:
Flußmessung - klinische Messungen intraoperativ - systolischer Spitzenfluß Q_{US}/Q_{EMF}

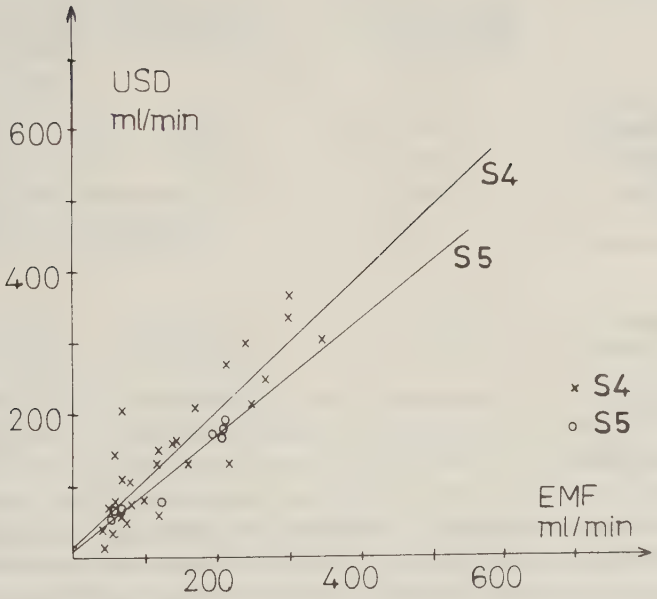

Abbildung 5:

Flußmessung - klinische Messungen intraoperativ - mittlere Stromstärke $\bar{Q}_{US}/\bar{Q}_{EMF}$

Die Berechnung der Regressionsgeraden und des Korrelationskoeffizienten erfolgte jeweils getrennt für die Strömungsaufnehmer S 4 und S 5. In der folgenden Tabelle werden für die jeweiligen Strömungsaufnehmer der Regressionskoeffizient, der Schnittpunkt der Regressionsgeraden mit der y-Achse und der Korrelationskoeffizient aufgeführt. Zum Vergleich werden die entsprechenden Werte des Modellversuches angegeben:

Meßreihe	Regressionskoeffizient	y-Achsenabschnitt	Korrelationskoeffizient
S4 systolischer Spitzenfluß	+ 0,82	+ 62ml/min	+ 0,92
mittlere Stromstärke	+ 0,95	+ 17ml/min	+ 0,88
Modellversuch	+ 0,85	+ 11ml/min	+ 0,99
S5 systolischer Spitzenfluß	+ 0,77	+ 41ml/min	+ 0,96
mittlere Stromstärke	+ 0,82	+ 8ml/min	+ 0,97
Modellversuch	+ 1,39	+ 91ml/min	+ 0,92

Für den Strömungsaufnehmer S 7 wurden auf Grund der geringen Zahl an Meßwerten Regression und Korrelation nicht berechnet. Die Berechnung aller in Tabelle 7 aufgeführten Doppler-Stromstärkewerte erfolgte anhand der Messung allein im anteroposterioren Schallstrahlgang. Liegen eine nicht kreisrunde Gefäßquerschnittsfläche oder ein asymmetrisches Strömungsprofil vor (vgl. Anhang Strömungsprofile), so treten durch die Beschränkung der Messung auf nur eine Ebene Fehler auf. An zwei Beispielen wird gezeigt, daß die Messung in zwei Ebenen (antero-posteriore und seitliche Beschallung) in solchen Fällen zu exakteren Ergebnissen führen kann. Hierbei wird - wie in 2.5.3. beschrieben - eine ellipsenförmige Gefäßquerschnittsfläche als Grundlage zur Stromstärkeberechnung herangezogen:

Schallstrahlgang	Gefäßdurchmesser	Querschnittsfläche	Strömungsgeschwindigkeit	Stromstärke
Beispiel 1				
a. - p.	4,7 mm	17,3 mm^2	22,5 cm/sec	234 ml/min
seitlich	4,0 mm	12,6 mm^2	25,0 cm/sec	189 ml/min
Ellipsenberechnung		14,8 mm^2	23,7 cm/sec	210 ml/min
EMF-Referenzmessung				210 ml/min
Beispiel 2				
a. - p.	5,4 mm	22,9 mm^2	32,0 cm/sec	440 ml/min
seitlich	4,0 mm	12,6 mm^2	30,0 cm/sec	227 ml/min
Ellipsenberechnung		17,0 mm^2	31,0 cm/sec	320 ml/min
EMF-Referenzmessung				315 ml/min

3. 2. 2. 2. Messungen postoperativ transkutan

In Tabelle 8 sind die bei den transkutanen Ultraschallstromstärkemessungen erhobenen Daten aufgeführt (Gefäßdurchmesser, Frequenz des Analogsignals, Strömungsgeschwindigkeit, Ultraschallstromstärke, EMF-Stromstärke als Referenz). Die Abbildungen 6 und 7 zeigen die graphische Gegenüberstellung von Ultraschall- und EMF-Stromstärkewerten für den systolischen Spitzenfluß und die mittlere Stromstärke (Strömungsaufnehmer S 6).

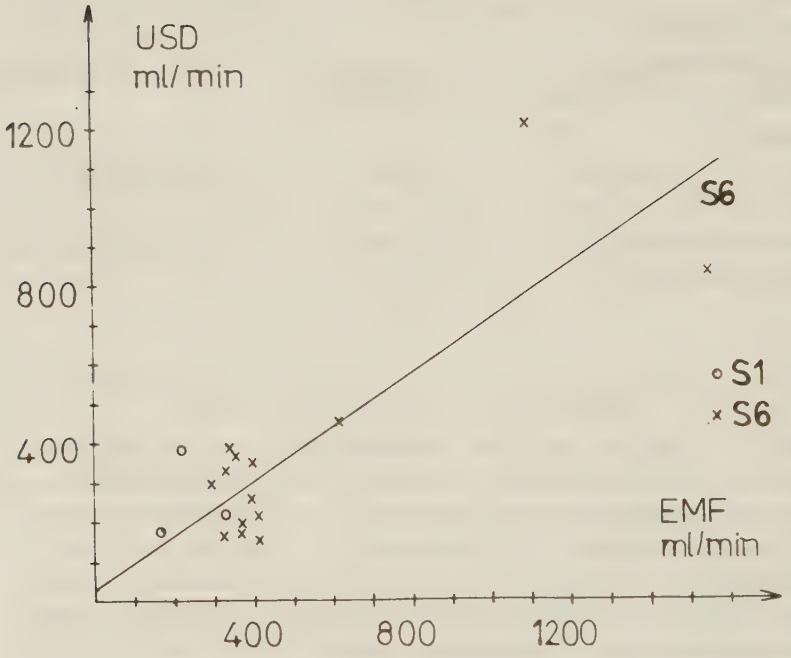

Abbildung 6:

Flußmessung - klinische Messungen postoperativ transkutan - systolischer Spitzenfluß Q_{US}/Q_{EMF}

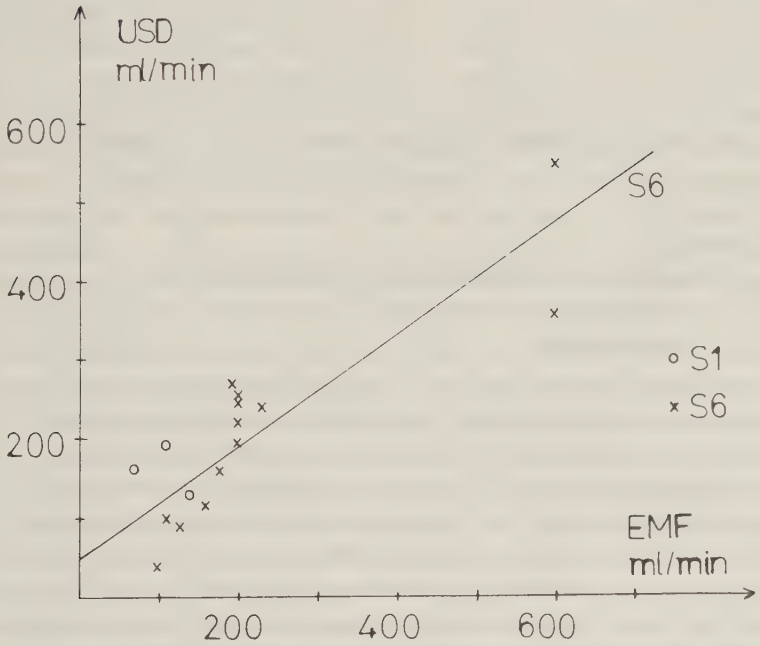

Abbildung 7:

Flußmessung - klinische Messungen postoperativ transkutan - mittlere Stromstärke $\bar{Q}_{US}/\bar{Q}_{EMF}$

Die Berechnung von Regression und Korrelation ergab folgende Werte:

Meßreihe	Regressions-koeffizient	y-Achsen-abschnitt	Korrelations-koeffizient
S6 systolischer Spitzenfluß	+ 0,67	+ 37 ml/min	+ 0,83
mittlere Stromstärke	+ 0,71	+ 49 ml/min	+ 0,88

Drei Messungen wurden mit dem Strömungsaufnehmer S 1 (ohne akustische Linse) durchgeführt. Auf Grund der geringen Fallzahl wurden Regression und Korrelation nicht berechnet.

4. Diskussion

4. 1. Diskussion der Perturbationsmessungen

4. 1. 1. Diskussion der Meßmethode: Velogramm und Perturbationsindex

Die Perturbationsmessung mit dem Ultraschall-Doppler-Verfahren hat sich als sensible Methode zur Erfassung von Strömungsstörungen bewährt. Allein die qualitative Beurteilung des Dopplerfrequenzspektrums gestattete FELIX und Mitarbeitern (13) den Nachweis einer Strömungsstörung bis zu 15 cm unterhalb einer endarteriektomierten Gefäßstrecke in der A.femoralis. Die von ihm - wie auch von BASKETT und Mitarbeitern (4) - verwendeten Kriterien für die Beurteilung der Audio-Dopplerfrequenz-Analyse (Sonogramm) erlauben nur eine Aussage darüber, ob die Strömung gestört ist oder nicht (40). Erst eine quantitative Analyse des Dopplerspektrums, wie sie mit der Bestimmung des Perturbationsindex (Velogramm) gegeben ist, läßt eine genaue Beurteilung des Grades der Strömungsstörung zu. Mit diesem Verfahren konnte SANDMANN (43) Strömungsstörungen hinter Stenosen mit 30% Flächenreduktion nachweisen. Fluß- und Druckmessungen erlauben dagegen in den meisten Fällen erst den Nachweis von Stenosen mit einer höhergradigen

Lumeneinengung (kritischer Stenosegrad: Dieser ist abhängig vom Verhältnis des Stenosedurchmessers zum Durchmesser des vorgeschalteten Gefäßabschnittes sowie von der Strömungsgeschwindigkeit im Gefäßabschnitt vor der Stenose (5)), sind also zur Erfassung geringgradiger Strömungshindernisse ungeeignet. Die in der vorliegenden Arbeit unter 3.1.5. aufgeführten Fallbeispiele zeigen die Überlegenheit der Perturbationsmessung gegenüber der Bestimmung von Durchflußrate und Druckgradient in der Erkennung geringgradiger, dennoch für den Operationserfolg entscheidender Gefäßwandunregelmäßigkeiten. Neben dem gepulsten Ultraschall-Doppler-Verfahren steht zur quantitativen Perturbationsmessung in Gefäßen die Hot-Film-Anemometrie zur Verfügung. Diese beruht auf der Messung der Wärmeabgabe durch Konvektion eines in das Gefäßlumen eingebrachten Sensors in Abhängigkeit von der Strömungsgeschwindigkeit (25). Das invasive Vorgehen schließt jedoch eine routinemäßige klinische Anwendung aus. Darüber hinaus wird infolge der Lage der Meßsonde innerhalb des untersuchten Gefäßes durch die Messung selbst wieder eine Strömungsstörung hervorgerufen. Demgegenüber beeinflußt die Perturbationsmessung mit Ultraschall die Strömung nicht, allerdings weist die Ultraschall-Dopplertechnik ebenfalls Probleme auf. So ist bei Anwendung nur eines Strömungsaufnehmers die Erfassung der Geschwindigkeitsvektoren nur in einer Ebene möglich. Turbulenz ist aber durch ein zufallsbedingtes, dreidimensional verteiltes und sich veränderndes Geschwindigkeitsvektorenmuster gekennzeichnet. Zu dessen vollständiger Erfassung ist die gleichzeitige Messung mit drei in den Richtungen des Raumes angeordneten Strömungsaufnehmern zu fordern. Die Auszählung der Voltsignale des Velogramms geschah bei der vorliegenden Untersuchung von Hand. Für dieses Verfahren gibt SANDMANN (43) eine Fehlerbreite von mindestens 5% an. Die Entwicklung eines automatischen Verfahrens zur Auswertung der vom Velogramm gelieferten Voltsignale

(PERONNEAU und Mitarbeiter) wird eine erhöhte Meßgenauigkeit gewährleisten. Die Perturbationsmessung mit dem Ultraschallverfahren kann im Gegensatz zur Hot-Film-Technik auch ohne Freilegen des Gefäßes erfolgen. Die transkutane Perturbationsmessung ist ohne Belastung des Patienten wiederholt anwendbar, wie die durchgeführten Kontrolluntersuchungen zeigen. Lediglich in der frühen postoperativen Phase ließen Ödem oder Schmerzen im Bereich der Operationswunde in einigen Fällen eine Messung nicht zu. Durch die Dämpfung der Signalamplitude im Gewebe wurde die transkutane Perturbationsmessung nicht wesentlich beeinflußt.

4. 1. 2. Diskussion der Ergebnisse

Gefäßchirurgische Eingriffe wie die Saphena-Bypass-Operation führen zu Strömungsstörungen in der rekonstruierten Gefäßstrecke. Sie schaffen keine Strömungsbedingungen, wie sie in einer nicht pathologisch veränderten A.femoralis mit laminarem Strömungsverhalten vorliegen. Intimastufen wie im Fall des Patienten 4 und leichte Stenosierung stellen durch Fluß- und Druckmessung oft nicht erfaßbare, für die Prognose der Bypassfunktion jedoch entscheidene Strömungshindernisse im Anastomosebereich dar. Die gewonnenen Meßergebnisse bestätigen die Bedeutung der proximalen Bypassanastomose als Entstehungsort von Strömungsstörungen. Das Maximum der Strömungsstörung fand sich in fast allen Fällen kurz unterhalb der Anastomose. Oberhalb der Anastomose war die Strömung in allen untersuchten Fällen geringer gestört als in und unterhalb des Bypassanschluß. Ebenso waren die Strömungsmuster weiter distal (5 bis 15 cm) im Bypass stabiler als im Anastomosebereich.
Strömungsstörungen, die durch eine Stenose hervorgerufen werden, breiten sich erst unterhalb der Enge über den gesamten Gefäßquerschnitt aus. So finden sich nach SANDMANN (43) am Ende der poststenotischen Separationszone[+]) höhere Perturbationsindexwerte

---

[+]) Die Separationszone ist durch die Ablösung der Strömung in Hauptrichtung von der Gefäßwand unmittelbar hinter einer Stenose gekennzeichnet. Am Ende der Zone legt sich die Strömung der Gefäßwand wieder an (15,18).

als in der Mitte der Zone. Für geringgradige Stenosen ist die Separationszone mit einer Länge bis zum Mehrfachen des Gefäßdurchmessers anzunehmen (20). Das Auftreten des Maximums der Strömungsstörung im Bypassanfang läßt daher auf die Anastomose als Entstehungsort der Störung schließen. Bei den Patienten 8 und 11 fanden sich die höchsten Perturbationsindexwerte bereits in der Anastomose. Hier kann die Störung durch Wandunregelmäßigkeiten im Bereich des proximalen Anteils der Gefäßnaht (vgl. Abb.1) verursacht sein.
Oberhalb und weiter unterhalb der Anastomose lag in den meisten Fällen keine geordnete laminare Strömung vor. Viele Patienten mit Verschluß der A.femoralis weisen auch atherosklerotische Veränderungen im Bereich der iliacalen Strombahn auf, die als Ursache für oberhalb der Anastomose gemessene Strömungsstörungen angesehen werden können. Die weiter distal der Anastomose im Bypass nachgewiesenen Strömungsstörungen können noch der Anastomose als Ursprungsort zuzuordnen sein. Andererseits können Strömungshindernisse im Bypass selbst (ligierte Gefäßeinmündungen, sklerotische Venenklappen, später auftretende atherosklerotische Veränderungen) diese Strömungsstörungen verursachen. Dies ist in solchen Fällen anzunehmen, in denen der Grad der Strömungsstörung weiter distal der Anastomose wieder zunimmt (Pat.9).
Die durch die Perturbationsmessung erfaßten Strömungsstörungen müssen als eine Ursache von Früh- und Spätverschlüssen in Saphena-Bypass-Transplantaten angesehen werden. Trat bereits intraoperativ Turbulenz in der proximalen Anastomose oder im Bypassanfang auf, kam es in 6 von 7 Fällen zum späteren Verschluß. In zwei dieser Fälle fand sich eine Thrombosierung des Transplantates bereits in der frühen postoperativen Phase. STEIN und SABBAH (47) wiesen den Zusammenhang zwischen Turbulenz und Thrombusbildung nach. Beide Frühverschlüsse lassen sich somit auf die Strömungsstörung zurückführen. Intraoperativ nachgewiesene Turbulenz kann nicht nur zur Frühthrombose des Bypass führen, sie kann ebenfalls einen späteren Transplantatverschluß mitbedingen. Spätverschlüsse traten auch in denjenigen Fällen ein, bei denen intraoperativ eine hochgradige Strömungsstörung, in den darauf folgenden Kontrollmessungen Turbulenz

gefunden wurde. Diese Zunahme der Strömungsstörung ist durch eine nach der Operation auftretende weitere Gefäßwandschädigung mit Thrombusbildung im Anfangsteil des Bypass zu erklären. Der pathogenetische Ablauf bis zum Spätverschluß eines Bypass läßt sich nach diesen Ergebnissen im Zusammenhang mit den strömungsmechanisch orientierten Theorien zur Atherogenese wie folgt annehmen: Die Rekonstruktion schafft keine idealen Strömungsbedingungen. Eine von der proximalen Anastomose ausgehende Strömungsstörung führt zu Gefäßwandveränderungen wie Plaque- oder Stenosebildung. Damit tritt eine zunehmende Verschlechterung der Strömungsbedingungen ein. Die Strömungsstörung nimmt zu und führt letztlich zur Thrombosierung des Transplantates. In diese Abfolge greifen andere Faktoren wie lokale oder generalisierte Störungen der Blutgerinnung, Hypertonus oder diabetogene Veränderungen mit ein (46). Die Bedeutung des Wechselspiels zwischen Gefäßwandveränderung, Strömungsstörung und Thrombosierung wird in der vorliegenden Untersuchung betont. Tierexperimentell mit der Ultraschallperturbationsmessung gewonnene Ergebnisse von SANDMANN und Mitarbeitern (44) stützen diese Befunde. Die Autoren fanden in licht- und elektronenmikroskopischen Untersuchungen der Gefäßsegmente in und unterhalb von End-zu-End-Anastomosen bei Hunden, daß das morphologische Substrat der Ursache einer Strömungsstörung in Wandunregelmäßigkeiten oder in einer fibrösen Leiste mit geringster Einengung des Gefäßlumens bestand. Nach längerer Durchströmung der Anastomosen traten Intimaveränderungen in Form prominenter Endothelzellverbände auf. Diese Veränderungen waren in solchen Anastomosen besonders ausgeprägt, die zum Zeitpunkt der Rekonstruktion bereits hochgradig gestörte oder turbulente Strömung aufwiesen. In diesen Anastomosen zeigte sich bei späterer Freilegung eine Zunahme der Strömungsstörung. Diese Beobachtung entspricht der in der vorliegenden Arbeit bei den Kontrolluntersuchungen festgestellten Zunahme der Strömungsstörung in einigen Fällen. Befunde aus der erwähnten Arbeit von SANDMANN und Mitarbeitern können ebenfalls zur Erklärung der bei den Kontrolluntersuchungen in manchen Fällen beobachteten Abnahme der Strömungsstörung herangezogen werden. In diesen Fällen, die intra-

operativ bis auf ein Transplantat nur eine hochgradige Strömungsstörung, also keine Turbulenz, im Bypassanfang aufwiesen, trat kein Verschluß auf. SANDMANN und Mitarbeiter beschrieben in ihrer Studie eine fibro-elastische Thrombusauskleidung und nachfolgende Endothelialisierung im Anastomosebereich. Diese können zur Stabilisierung des Strömungsverhaltens beitragen.
Bereits intraoperativ gemessene Turbulenz im Anastomosebereich eines Saphena-Bypass muß als Hinweis auf einen zu erwartenden Früh- oder Spätverschluß gewertet werden. Ist die Strömung hochgradig gestört, aber noch nicht turbulent, muß auch hier mit einem baldigen Verschluß gerechnet werden, falls Kontrolluntersuchungen keinen Rückgang der Strömungsstörung zeigen. Wird dagegen dieser Rückgang nachgewiesen, ist die Prognose günstiger. Der praktische Wert der Perturbationsmessung dürfte in der Zukunft darin liegen, daß sie den Chirurgen veranlaßt, bei T.I. Werten größer als 40 die Anastomose zu revidieren, bevor eine Transplantatthrombose eintritt.

Ebensowenig wie zur Strömungsqualität in der proximalen Anastomose des Saphena-Bypass liegen bis jetzt klinische Untersuchungen zum Vergleich verschiedener Anastomoseformen (End-zu-End- und End-zu-Seit-Anastomose) hinsichtlich des Strömungsverhaltens vor. MALAN und Mitarbeiter (30) beschrieben zwar das Strömungsverhalten in beiden Anastomoseformen. Sie verwendeten dazu allerdings die Strömungsdarstellung mittels Farbstoffinjektion in Modellen. Sie konnten nur grundsätzlich die Bedeutung von Nahttechnik, Kaliberänderungen und Anastomosewinkel für die Entstehung von Turbulenz anführen. TIBBS (49) empfiehlt die End-zu-End-Anastomose sowohl für den proximalen als auch für den distalen Anschluß des Bypass. Nach seinen Angaben führt dies zu einem idealen Strömungsmuster in der Rekonstruktionsstrecke. Diese These wird von ihm jedoch nicht anhand experimenteller Untersuchungen überprüft. Bei den Messungen zu der vorliegenden Arbeit wurde laminares Strömungsverhalten weder in einer End-zu-End- noch in einer End-zu-Seit-Anastomose gefunden. Beide Anastomoseformen wiesen hochgradig gestörte oder

turbulente Strömung auf. Es ergab sich kein Vorteil einer Form hinsichtlich der Strömungsqualität. Bei der Beurteilung der Funktionsdauer war die Verteilung der Transplantate mit End-zu-End- und End-zu-Seit-Anastomose in die Kategorien "Frühverschluß", "Spätverschluß" und "Durchgängigkeit des Bypass" nahezu identisch. Die kleine Fallzahl läßt allerdings weiterreichende Schlußfolgerungen nicht zu. Grundsätzlich ist die Wahl der Anastomoseform hinsichtlich der Prognose der Bypassfunktion von erheblicher Bedeutung, da sie die Qualität der Rekonstruktion beeinflußt.

4. 2. Diskussion der Flußmessung

Die nicht invasive quantitative Flußmessung mit dem Ultraschall-Doppler-Verfahren wurde bereits von mehreren Autoren in ihrer Meßgenauigkeit anhand von Referenzmethoden am Strömungsmodell und im Tierexperiment überprüft. ANLIKER (1), BERNSTEIN (6), BORODZINSKI (7), HARTLEY und COLE (24), LO GERFO und CORSON (28), PASCH (35), PERONNEAU (39), RUTISHAUSER (42), SANDMANN (43) und VATNER (50) konnten eine lineare Beziehung zwischen dem Ultraschallanalogsignal, bzw. der aus diesem berechneten Stromstärke und der entweder mit Meßzylinder und Stoppuhr an der Strömungsbank oder mit dem EMF-Verfahren im Tierexperiment bestimmten Durchflußrate nachweisen. Die für den Strömungsaufnehmer S 4 im Modellversuch der vorliegenden Arbeit aufgestellte Eichkurve (Abb.3) zeigt ebenfalls eine lineare Beziehung zwischen Ultraschall- und EMF-Stromstärkewerten. Die geringgradige Unterschätzung der EMF-Stromstärke durch die Ultraschallflußmessung kann einerseits durch die Hämatokriterniedrigung des zur Durchströmung der Vene verwendeten Blutes erklärt werden (Restblutmenge nach Operation mit extrakorporaler Zirkulation). Hämatokritveränderungen beeinflussen die Meßgenauigkeit der EMF-Methode (12), deren Fehlerbreite bis zu 10% betragen kann (10). Andererseits kann die Durchmesserbestimmung mittels Profilerstellung durch das Ultraschallverfahren zu einer systematischen Unterschätzung der Querschnittsfläche und damit indirekt der Stromstärke führen (42). Der bei dieser Meßreihe (S4) ermittelte Korrelations-

koeffizient r = 0,99 stimmt mit den von PERONNEAU und Mitarbeitern (39) an der Strömungsbank mit r = 0,99, LO GERFO und CORSON (28) an einer aorto-aortalen Bypassprothese im Hundeversuch mit r = 0,989 und RUTISHAUSER und Mitarbeiter (42) an der freiliegenden Hundeaorta mit r = 0,90 bestimmten Werten überein. Dies gilt auch für den Modellversuch mit dem Strömungsaufnehmer S5 (r = 0,92). Bei dieser Meßreihe (S5) fällt jedoch die erhebliche Überschätzung der EMF-Stromstärkewerte durch die Ultraschallmessung auf. Eine Erklärung ist in der unterschiedlichen Kristallgröße der Strömungsaufnehmer S 4 und S 5 gegeben. Die Kristallgröße und damit der Querschnitt des Ultraschallstrahles beeinflussen die räumliche Ausdehnung des Ultraschallmeßvolumens entscheidend mit. Bei schmalem Ultraschallstrahl gegenüber dem Gefäßquerschnitt (vgl. Abb.2) wird die axiale Geschwindigkeit im Gefäß bei der Ermittlung des Analogsignals überproportional berücksichtigt. Ein erheblicher Anteil der wandnahen, langsamen Strömung liegt außerhalb des durch den Ultraschallstrahl gegebenen Meßvolumens. Die Messung mit schmalem Ultraschallstrahl bestimmt also nicht die mittlere Strömungsgeschwindigkeit über dem gesamten Gefäßquerschnitt (querschnittsgemittelte Geschwindigkeit $\bar{v}_q$) sondern die mittlere Strömungsgeschwindigkeit über einem schmalen Sektor des Querschnittes (radiusgemittelte Geschwindigkeit $\bar{v}_r$). Dabei gelten folgende Beziehungen, wenn ein symmetrisches, parabelförmiges Geschwindigkeitsprofil über einem kreisrunden Gefäßquerschnitt vorausgesetzt wird:

$$\bar{v}_r = \frac{2}{3} v_{max} \qquad (8)\ ^{+}$$

$$\bar{v}_q = \frac{1}{2} v_{max} \qquad (9)\ ^{+}$$

(v_{max}: maximale Geschwindigkeit in der Gefäßmitte)

Daraus folgt:

$$\bar{v}_r = \frac{4}{3} \bar{v}_q \qquad (10)$$

Die radiusgemittelte Geschwindigkeit überschätzt also die über

---

+) berechnet nach Angaben von FORRESTER und YOUNG (15)

dem gesamten Gefäßquerschnitt gemittelte Geschwindigkeit um 33%. Dies erklärt die Überschätzung der EMF-Flußwerte (bei dem EMF-Verfahren wird die Strömung über dem gesamten Gefäßquerschnitt berücksichtigt) durch die Ultraschallflußmessung mit dem Strömungsaufnehmer S 5 (schmaler Schallstrahl), gekennzeichnet durch den Regressionsfaktor 1,39. ROBERTS (41) fand bei Messungen mit schmalem Ultraschallstrahl, bezogen auf den Gefäßquerschnitt, ebenfalls eine deutliche Überschätzung der mittleren Frequenz, d.h. der gemittelten Strömungsgeschwindigkeit. LUNT (29) fordert für die quantitative Ultraschallflußmessung, daß der Durchmesser des Ultraschallstrahles dem erwarteten Durchmesser des zu untersuchenden Gefäßes entspricht. Dies ist bei der Meßreihe des Modellversuches für den Strömungsaufnehmer S 4 gegeben.
Bei den klinischen Messungen intraoperativ am freiliegenden Gefäß fanden sich für die Bestimmung des systolischen Spitzenflusses mit dem Strömungsaufnehmer S 4 Werte für Korrelation und Regression gegenüber dem EMF-Verfahren, die denjenigen des Modellversuches vergleichbar sind. Als Ursache für die Unterschätzung der EMF-Flußwerte durch die Ultraschallmessung kommt neben dem Fehler bei der Durchmesserbestimmung hier in Betracht, daß bei pulsatiler Strömung die Amplitude des Analogsignals durch die dem Nulldurchgangszähler vorgeschalteten Filter eine Reduktion aufweisen kann (36). Bei den klinischen Messungen mußte - im Gegensatz zum Modellversuch - für jede Messung der Strömungsaufnehmer neu angebracht und der Gefäßdurchmesser bestimmt werden. Fehler in der Durchmesserbestimmung beeinträchtigen die Genauigkeit der Flußmessung erheblich (3), da sie in die Berechnung der Stromstärke mit ihrem Quadrat eingehen. Dies erklärt die größere Streuung bei der klinischen Messung im Vergleich zum Modellversuch. Diese Streuung kann auch durch weitere Unzulänglichkeiten bedingt sein:
So ist die Annahme eines kreisförmigen Gefäßquerschnitts zur Berechnung der Stromstärke nicht in jedem Fall zutreffend. Die Beispiele der Stromstärkeberechnung unter der Annahme

eines ellipsenförmigen Querschnittes zeigen in zwei Fällen eine gute Übereinstimmung mit den zugehörigen EMF-Stromstärkewerten, während die Berechnung nur anhand der Messung in antero-posteriorer Beschallungsrichtung zu einer erheblichen Abweichung gegenüber dem EMF-Wert in diesen Fällen führt. Bei Vorliegen eines asymmetrischen Strömungsprofils können Fehler bei der Flußmessung sowohl mit dem Ultraschallverfahren (3,37,42) wie auch mit dem EMF-Verfahren (9) auftreten. Die Genauigkeit der Ultraschallflußmessung ist ebenfalls beeinträchtigt, wenn bei vorgegebenen Schallstrahl-Gefäßwinkel die Richtung der Strömungsgeschwindigkeitsvektoren nicht mit der Gefäßachse übereinstimmt, somit der Winkel zwischen Geschwindigkeitsvektor und Schallstrahl nicht genau bekannt ist (38). Für den Strömungsaufnehmer S 5 fand sich bei den intraoperativen Messungen nicht mehr die im Modellversuch beobachtete Überschätzung, sondern eine der Meßreihe (S4) entsprechende Unterschätzung der EMF-Flußwerte. In den intraoperativen Messungen wiesen die untersuchten Gefäße geringere Durchmesser auf als die im Modellversuch verwendete Vene. Der Schallstrahl (S5) erfaßte bei diesen kleineren Gefäßen den gesamten Querschnitt, die Bedingung für die Überschätzung der querschnittsgemittelten Geschwindigkeit war somit nicht gegeben.

Die Bestimmung der mittleren Stromstärke erfolgte für beide Meßserien S4 und S5 mit geringerer Unterschätzung der EMF-Werte als bei der Messung des systolischen Spitzenflusses. Dies ist durch das Trägheitsverhalten der elektronischen Schaltung zur Mittelung zu erklären. Die Korrelationskoeffizienten dieser Meßreihen zeigen ebenso wie diejenigen der Messungen des systolischen Spitzenflusses zusammen mit den Regressionsparametern die für die klinische Anwendung ausreichende Übereinstimmung zwischen Ultraschallflußmessung und EMF-Verfahren am freiliegenden Gefäß.

Bei der transkutanen quantitativen Ultraschallflußmessung werden die EMF-Stromstärkewerte in größerem Maße unterschätzt, die Streuung um die ermittelte Eichgerade ist breiter als bei den intraoperativen Messungen. Zusätzliche Fehlerquellen sind

bei der transkutanen Anwendung der Ultraschallflußmessung zu beachten. Die Beschallung des gesamten Gefäßquerschnittes und die Erfassung der maximalen Geschwindigkeit in der Gefäßmitte sind nur bei genauer Plazierung des Strömungsaufnehmers über dem Gefäßverlauf gewährleistet. Bei Verwendung eines mittels akustischer Linse fokussierten Schallstrahls ist dies erschwert, wie die Anwendung am Patienten gezeigt hat. Andererseits vermindert die Fokussierung den Einfluß des Energieverlustes bei transkutaner Messung. Weiterhin ist bei der transkutanen Ultraschallflußmessung der Winkel zwischen Schallstrahl und Gefäßachse nicht genau bekannt. Die Annahme, daß die Gefäßachse parallel zur Hautoberfläche verläuft, stellt eine Vereinfachung dar. Trotz dieser Fehler gestattet die transkutane Ultraschallflußmessung eine Orientierung über die Stromstärke im untersuchten Gefäß. Nachteile der EMF-Messung wie Nullpunktinkonstanz (8,23,50) und Störanfälligkeit durch elektromagnetische Fehler fallen fort.

5. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit kam das gepulste Doppler-Ultraschall-Verfahren in zwei Bereichen, der Perturbationsmessung und der Flußmessung, zur Anwendung. Mit der Perturbationsmessung wurde das Strömungsverhalten im Bereich der proximalen Anastomose von Saphena-Bypasstransplantaten in der arteriellen femoralen Strombahn intra- und postoperativ sowie in späteren Kontrollmessungen beurteilt und die Bedeutung bereits früh nachgewiesener Strömungsstörung für die Prognose der Bypassfunktion untersucht. Die Meßergebnisse charakterisierten die proximale Anastomose als Entstehungsort von Strömungsstörungen. Die durch die Perturbationsmessung erfaßten Strömungsstörungen im Anastomosebereich müssen als eine Ursache von Früh- und Spätverschlüssen in Saphena-Bypasstransplantaten angesehen werden. Frühverschlüsse traten nur in solchen Fällen auf, in denen bereits intraope-

rativ Turbulenz nachgewiesen worden war. Am Ende des Beobachtungszeitraumes (1 1/2 bis 2 Jahre) lag mit einer Ausnahme bei allen Transplantaten, in denen intraoperativ Turbulenz gemessen worden war, ein Verschluß vor. Auch in den Fällen, in denen die Strömung intraoperativ hochgradig gestört, aber noch nicht turbulent war, kam es dann zum Verschluß, wenn in den Kontrollmessungen kein Rückgang der Strömungsstörung aufzuzeigen war. Der praktische Wert der Perturbationsmessung in der intraoperativen Anwendung liegt darin, bei höhergradiger Strömungsstörung die Notwendigkeit einer Revision der Anastomose anzuzeigen. Angeführte Fallbeispiele demonstrieren dies.
Im Vergleich der Strömungsqualität in End-zu-End- und End-zu-Seit-Anastomosen ergab sich kein Vorteil einer Anastomoseform. Auch die Untersuchungen der Transplantatfunktion zeigten keinen Unterschied zwischen beiden Formen. Die kleine Fallzahl in dieser Pilotstudie läßt in Bezug auf diese Fragestellung allerdings endgültige Schlußfolgerungen noch nicht zu.

Die Meßgenauigkeit der Flußmessung mit dem gepulsten Ultraschall-Doppler-Verfahren erwies sich sowohl in einem Modellversuch als auch in der klinischen Anwendung im Vergleich zur elektromagnetischen Flußmessung als zufriedenstellend. Dabei fanden sich im Modellversuch und in der intraoperativen Messung am freiliegenden Gefäß höhere Korrelationen der mit dem Ultraschallverfahren gewonnenen Meßwerte gegenüber den mit der EMF-Methode ermittelten Werten als in den postoperativen transkutanen Meßreihen. Die Meßgenauigkeit der Ultraschallflußmessung wird entscheidend von geometrischen Faktoren - wie dem Verhältnis von Schallstrahl- zu Gefäßdurchmesser, dem Winkel zwischen Schallstrahl und Gefäßachse oder Abweichungen der Gefäßquerschnittsfläche von der Kreisform - bestimmt. Auch die transkutane Ultraschallflußmessung gestattet eine ausreichende Orientierung über die Stromstärke im untersuchten Gefäß. Die Ultraschallflußmessung stellt somit einen erheblichen Gewinn für die Diagnostik in der Angiologie dar.

6. Anhang

Strömungsgeschwindigkeitsprofile

Das gepulste Ultraschall-Doppler-Verfahren ermöglicht das Erstellen von Strömungsgeschwindigkeitsprofilen. Durch schrittweisen Vorschub des schmalen Meßbereiches von Gefäßwand zur Gefäßwand läßt sich die Strömungsgeschwindigkeit in Abständen von 0,67 mm bestimmen. Die ermittelten Werte werden über dem Gefäßdurchmesser graphisch dargestellt. Die folgenden Beispiele zeigen typische Strömungsprofile einer laminaren und einer turbulenten Strömung, Profile in End-zu-End- und End-zu-Seit-Anastomosen sowie eine Gegenüberstellung von Profilen, die im antero-posterioren und im seitlichen Schallstrahlgang an jeweils derselben Meßposition erstellt wurden. In jedem Beispiel kommen die Geschwindigkeiten zum Zeitpunkt des systolischen Spitzenflusses zur Darstellung.

Abbildung 8 zeigt das Profil einer nahezu ungestörten Strömung (T.I.31), Abbildung 9 dagegen dasjenige einer turbulenten Strömung (T.I.61). Das Profil bei Turbulenz ist im Vergleich zum parabelförmigen Profil der nur unwesentlich gestörten Strömung deutlich abgeflacht. Bei transkutaner Anwendung des gepulsten Ultraschallverfahrens lassen sich ebenfalls Strömungsprofile erstellen (Abb.10). Dieses Profil einer laminaren Strömung (T.I.28) weist wiederum die Form einer Parabel auf. In den Abbildungen 11 und 12 werden Profile aus einer End-zu-End-Anastomose (Abb.11) und einer End-zu-Seit-Anastomose (Abb. 12) gegenübergestellt. Während in der End-zu-End-Anastomose ein nahezu symmetrisches Strömungsprofil vorliegt, tritt am Abgang des Bypass in der End-zu-Seit-Anastomose ein deutlicher "Strömungsjet" bei asymmetrischem Profil auf.

Abbildung 13 zeigt ebenfalls eine End-zu-Seit-Anastomose. Im antero-posterioren Schallstrahlgang weist das Profil die durch den Bypassanschluß bedingte Asymmetrie auf, die im Profil bei seitlicher Beschallung nicht vorliegt. Da der Bypass ventral an das Gefäß angeschlossen ist, erweist sich der Durchmesser

in antero-posteriorer Richtung größer als in der seitlichen. Legt man nur eine Beschallungsrichtung für die Berechnung der Stromstärke zugrunde, so ergibt sich eine Über- bzw. Unterschätzung (a.-p.: 440 ml/min; seitlich: 227 ml/min; EMF-Referenz: 315 ml/min; vgl. Abschnitt 3.2.). 4 cm distal dieser Anastomose weist das Transplantat einen annähernd kreisrunden Gefäßquerschnitt auf, die Profile in antero-posteriorer und seitlicher Beschallung stimmen überein (Abbildung 14).

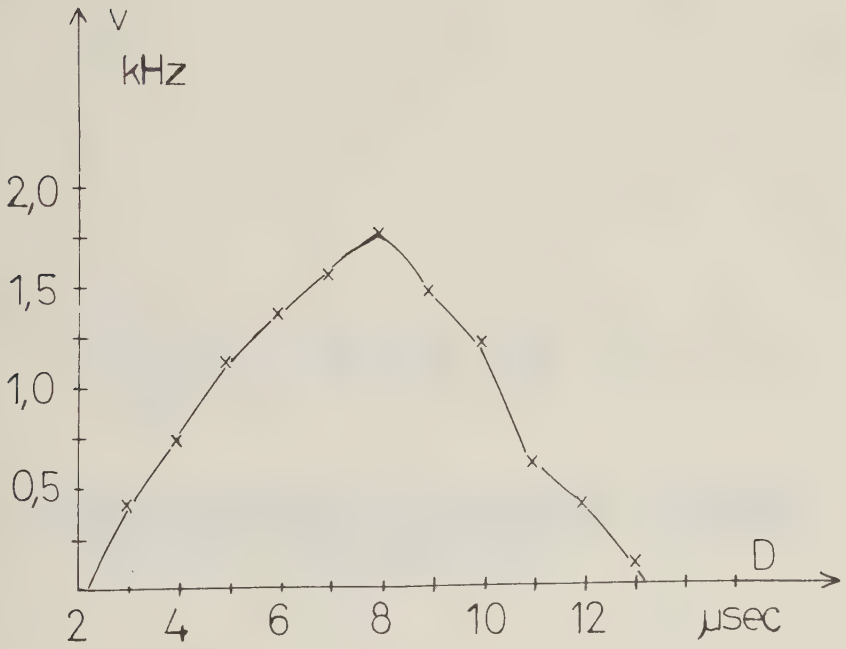

Abbildung 8: Strömungsprofil oberhalb der Anastomose eines Saphenabypass (T.I.31)

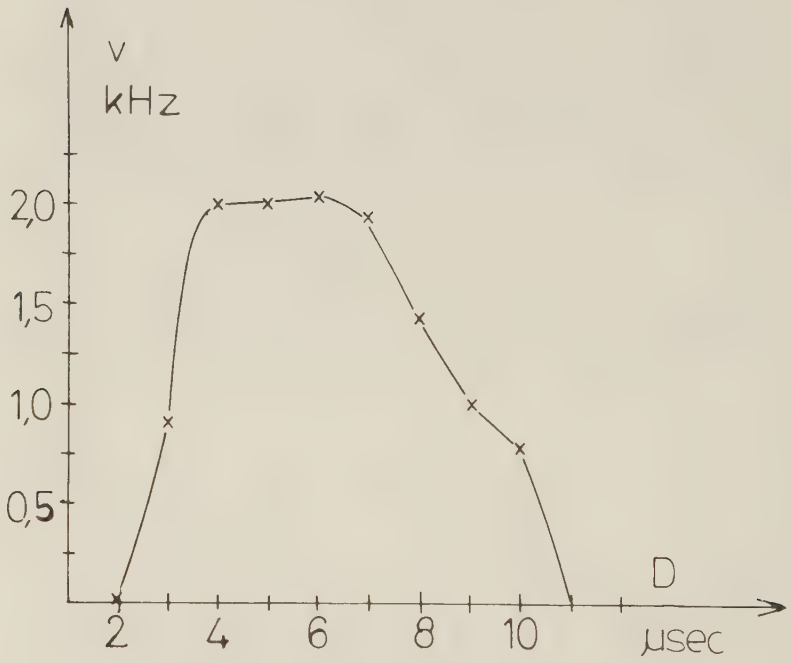

Abbildung 9: Strömungsprofil 1 cm distal der End-zu-End-Anastomose eines Saphenabypass (T.I.61)

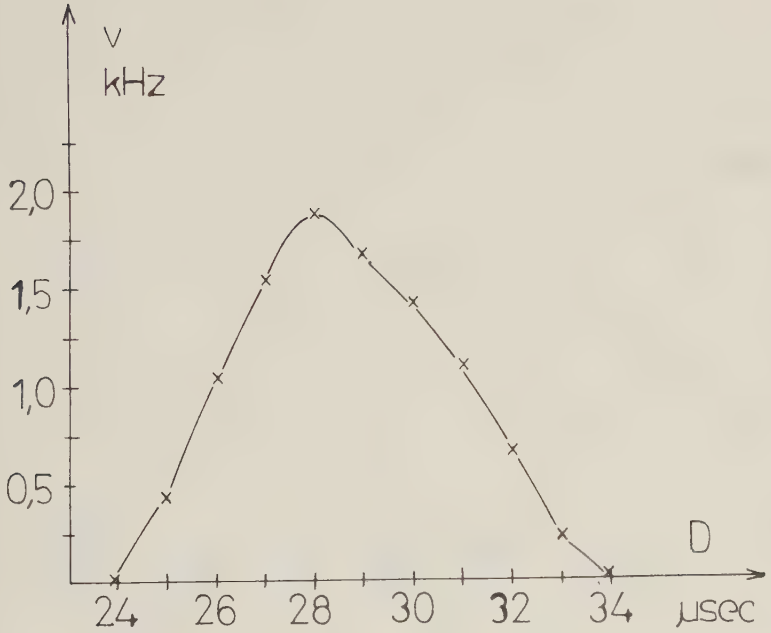

Abbildung 10: Strömungsprofil über dem Anfangsteil eines Saphenabypass, transkutan aufgenommen (T.I.28)

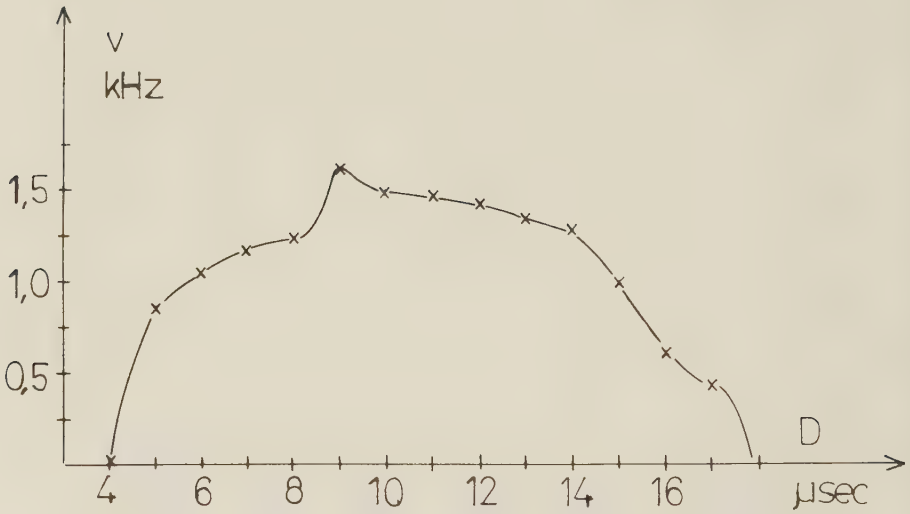

Abbildung 11: Strömungsprofil über einer End-zu-End-Anastomose

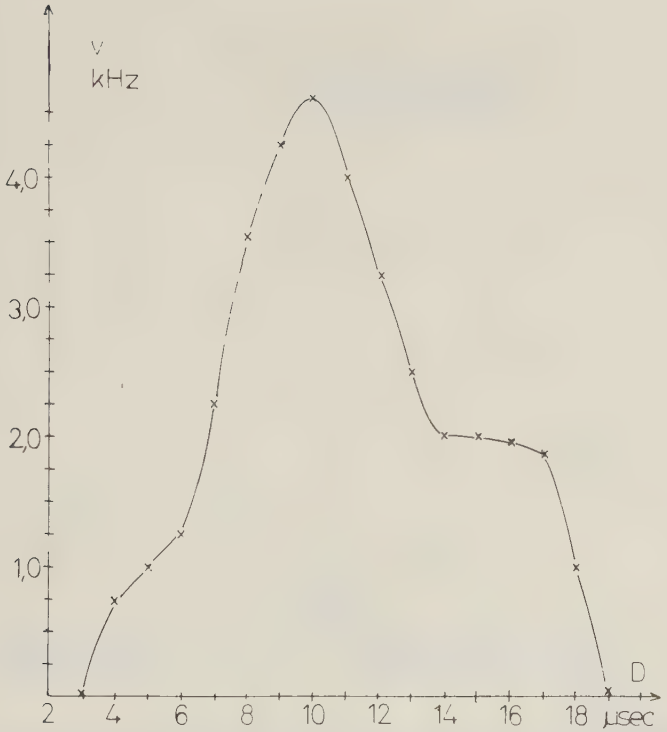

Abbildung 12: Strömungsprofil über einer End-zu-Seit-Anastomose

femoro-poplitealer Venenbypass (Bl. E.)
end-zu-seit Anastomose
Profil in der Anastomose S P F

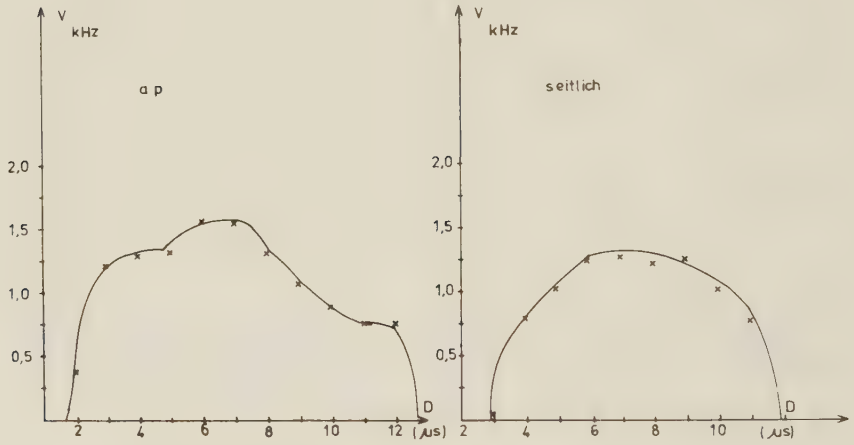

Abbildung 13: Strömungsprofile über einer End-zu-Seit-Anastomose - links antero-posteriorer, rechts seitlicher Schallstrahlgang. Die Profile wurden nicht synchron, sondern nacheinander gemessen.

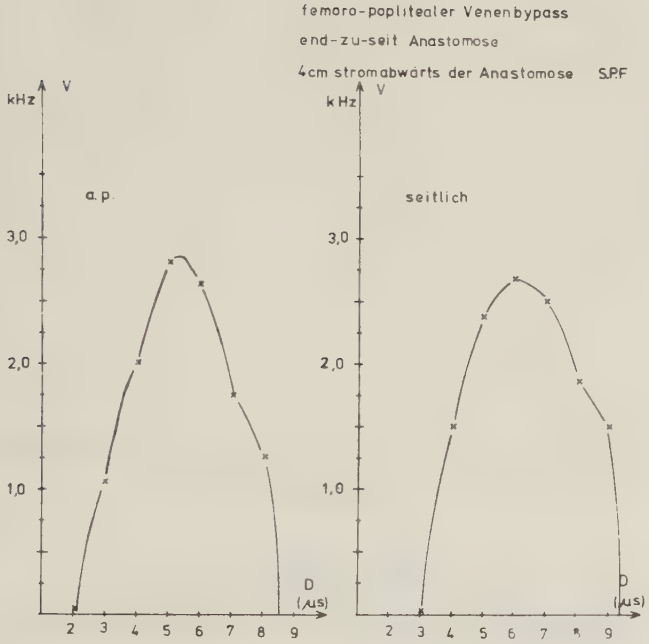

Abbildung 14: Strömungsprofile 4 cm distal der Anastomose (Abb.13) - links antero-posteriorer, rechts seitlicher Schallstrahlgang.

Patient	Meßposition I oberhalb der Anastomose	Meßposition II über der Anastomose	Meßposition III unterhalb der Anastomose		
			1cm	2cm	3cm
1	-	41	(37)+	-	-
2	45	-	60	-	-
3	-	32	48	-	-
4	43	62	64	56	-
6	-	36	50	76	60
7	-	37	-	-	-
8	-	63	63	-	54
9	-	-	50	50	-
10	-	49	61	-	49
11	-	84	76	82	-
12	-	-	52	-	41
13	-	-	41	-	-
14	31	-	43	60	-
15	29	-	45	-	-
16	39	35	39	-	44
17	28	40	48	-	47

Tabelle 1: intraoperative Perturbationsindexbestimmung

Angegeben ist der Perturbationsindex über der jeweiligen Meßposition.

+: durch postoperative Kontrollmessung am Op.-Tag ergänzt

Patient	Meßposition über der Anastomose	Meßposition unterhalb der Anastomose				
		1cm	2cm	5cm	10cm	15cm
1	-	37	-	-	-	-
3a	-	48	-	54	-	-
3b	33	-	-	-	-	-
8	-	-	-	-	38	-
10	66	-	-	-	48	47
13	-	-	-	34	38	39
14	-	38	43	33	-	-
16	-	-	-	-	28	-
17	-	48	-	-	-	-

Tabelle 2: postoperative Perturbationsmessung

Angegeben ist der Perturbationsindex über der jeweiligen Meßposition

3 a : Bypass rechts
3 b : Bypass links

Patient	Meßposition über der Anastomose	Meßposition unterhalb der Anastomose				
		1cm	2cm	5cm	10cm	15cm
3a	Verschluß					
3b	-	51	76	68	54	49
5	66	-	-	-	57	-
6	-	65	-	42	-	-
8	59	-	-	-	-	48
9	51	-	35	33	35	-
13	49	-	-	-	28	-
14	Verschluß					
15	42	46	-	39	-	40
16	47	53	46	-	-	-

Tabelle 3: 1. Kontrollserie (3 bis 6 Monate postoperativ)
Angegeben ist der Perturbationsindex über der jeweiligen Meßposition

3a : Bypass rechts
3b : Bypass links

Patient	Meßposition oberhalb der Anastomose	Meßposition über der Anastomose	Meßposition unterhalb der Anastomose				
			1cm	3cm	5cm	10cm	15cm
1	39	14	3o	-	3o	-	-
3b		Verschluß					
8	53	39	-	42	32	-	-
9	39	61	36	-	36	46	-
13	-	22	32	-	38	-	24
17	-	61	61	-	36	-	-

Tabelle 4: 2. Kontrollserie (1 1/2 bis 2 Jahre postoperativ)

Angegeben ist der Perturbationsindex über der jeweiligen Meßposition

3b : Bypass links

Patient	Frühverschluß	späterer Verschluß	Durchgängigkeit
1			+ (210 ml/min)
2		+	
3a		+	
3b		+	
4	+		
5		+	
6			+ (290 ml/min)
9			+ (350 ml/min)
10		+	
11		+	
12	+		
13			+ (440 ml/min)
14		+	
15		+	
16		+	
17			+ (260 ml/min)
Summe: 16	2	9	5

Tabelle 5: Verlaufskontrolle der Bypassfunktion

3a : Bypass rechts
3b : Bypass links

In der Kategorie "Durchgängigkeit" wird der bei der letzten Kontrolluntersuchung mit der Ultraschall-flußmessung bestimmte Wert der systolischen Spitzen-stromstärke angegeben.

Bei den Patienten 1 - 10 lag eine End-zu-End-, bei den Patienten 11 - 17 eine End-zu-Seit-Anastomose vor.

	Ø mm	F klIz	V cm/sec	US ml/min	EMF ml/min
S 4	6,7	0,25	6,2	132	130
	6,7	0,30	7,5	159	190
	6,7	0,45	11,2	238	260
	6,7	0,60	15,0	317	350
	6,7	0,73	18,2	386	430
	6,7	0,75	18,7	397	480
	6,7	0,85	21,2	450	510
	6,7	0,95	23,7	502	570
	6,7	1,o5	26,2	555	630
S 5	6,7	0,60	15,0	317	125
	6,7	0,70	17,5	370	150
	6,7	o,65	16,2	344	240
	6,7	0,85	21,2	450	310
	6,7	1,05	26,2	555	390
	6,7	1,70	42,5	899	500

Tabelle 6: Flußmessung - Modellversuch

Angegeben werden die Daten für die Strömungsaufnehmer S4 und S5.

Ø = Gefäßdurchmesser, bestimmt mit dem Ultraschall-Doppler-Verfahren

F = Frequenz des Analogsignals

V = Strömungsgeschwindigkeit, bestimmt mit dem Ultraschall-Doppler-Verfahren

US = Stromstärkewert, berechnet aus V und Ø

EMF = Stromstärkewert, bestimmt mit dem EMF-Verfahren als Referenzmethode

	syst.Spitzengeschwindigkeit				mittler Stromstärke			
Ø	F	V	US	EMF	F	V	US	EMF
mm	kHz	cm/sec	ml/min	ml/min	kHz	cm/sec	ml/min	ml/min
6,0	1,25	31,2	536	600	0,85	21,2	364	300
4,7	0,50	12,5	130	180	0,18	4,5	47	75
4,7	0,67	16,7	174	280	0,23	5,7	60	120
4,7	0,25	6,2	77	90	-	-	-	-
6,0	1,50	37,5	643	660	0,30	7,5	129	160
4,0	1,35	33,7	257	240	0,85	21,2	162	140
4,7	0,90	22,5	233	210	0,50	12,5	130	115
3,3	2,90	72,5	383	420	1,90	47,5	251	265
2,7	0,53	13,2	45	50	0,18	4,5	15	45
2,0	1,37	34,2	65	85	0,75	18,7	36	55
2,0	2,80	70,0	133	80	1,75	43,7	83	60
2,7	1,00	25,0	85	68	0,50	12,5	42	40
6,7	0,75	18,7	397	210	0,15	3,7	79	100
3,3	2,30	57,5	304	150	1,55	38,7	205	70
5,4	2,05	51,2	694	765	0,90	22,5	305	345
4,7	2,40	60,0	622	740	1,30	32,5	337	300
4,7	1,10	27,5	290	290	0,63	15,7	166	145
4,0	1,27	31,7	246	240	0,77	19,2	149	120
4,0	1,80	45,0	349	290	1,10	27,5	213	170
4,0	1,75	43,7	333	390	1,15	28,7	219	250
5,4	1,28	32,0	433	335	0,80	20,0	271	215
3,3	3,60	90,0	476	360	2,25	56,2	297	240
2,7	2,55	63,7	216	340	1,50	37,5	127	220
4,0	1,30	32,5	247	190	0,30	7,5	57	65
3,3	1,32	33,0	174	145	0,52	13,0	69	50
3,3	2,07	51,7	274	150	1,10	27,5	145	60
2,7	3,20	80,0	271	190	1,30	32,5	110	70
2,7	1,45	36,2	123	128	0,87	21,7	74	82
3,3	1,32	33,0	174	132	0,85	21,2	112	82

(Fortsetzung nächste Seite)

Tabelle 7: Flußmessung - klinische Messungen intraoperativ

Angegeben werden die Daten für die Strömungsaufnehmer S4, S5 und S7. Zu jeder Meßposition werden die Daten zum Zeitpunkt des systolischen Spitzenflusses und für die mittlere Stromstärke aufgeführt.

Ø, F, V, US und EMF wie in Tabelle 6 erklärt.

	systolischer Spitzenfluß				mittlere Stromstärke			
Ø mm	F kHz	V cm/sec	US ml/min	EMF ml/min	F kHz	V cm/sec	US ml/min	EMF ml/min
5 4,0	1,46	36,5	278	360	0,90	22,5	171	210
4,0	1,82	45,5	346	360	0,95	23,7	181	210
2,7	4,10	102,5	347	430	2,30	57,5	195	210
4,7	1,59	39,7	412	420	0,68	17,0	176	195
4,7	1,05	26,2	272	330	0,30	7,5	78	125
2,7	1,93	48,2	163	150	0,90	22,5	73	70
2,0	3,13	78,2	149	125	1,40	35,0	67	60
2,0	2,85	71,2	136	130	1,15	28,7	55	55
7 2,6	1,57	24,3	78	90	1,03	16,0	51	45
3,6	1,10	17,0	106	130	-	-	-	-
6,2	1,15	17,8	327	180	0,33	5,1	94	80
5,2	2,58	40,0	510	180	1,10	17,0	217	75
3,6	1,80	27,9	174	165	0,70	10,8	68	55

Fortsetzung Tabelle 7: Flußmessung - klinische Messungen intraoperativ

		systolischer Spitzenfluß				mittlere Stromstärke			
	Ø mm	F kHz	V cm/sec	US ml/min	EMF ml/min	F kHz	V cm/sec	US ml/min	EMF ml/min
1	2,7	4,50	112,5	381	220	2,30	57,5	195	110
	3,3	1,40	35,0	185	170	1,25	31,2	165	70
	3,3	1,70	42,5	225	325	1,00	25,0	132	140
6	4,0	0,85	21,6	165	325	0,20	5,1	39	100
	3,3	1,30	33,1	172	375	0,68	17,3	91	125
	3,3	1,50	38,2	198	375	0,75	19,1	101	110
	3,3	1,66	42,2	219	415	0,85	21,6	114	160
	3,3	1,95	49,6	262	400	1,20	30,5	161	175
	3,3	1,35	34,3	178	415	-	-	-	-
	3,3	2,20	56,0	296	300	1,45	36,9	195	200
	4,7	1,72	43,7	454	625	0,95	24,2	251	200
	5,4	2,40	61,1	827	1560	1,05	26,7	362	600
	5,4	3,50	89,1	1206	1100	1,60	40,7	552	600
	4,0	1,90	48,3	368	360	1,30	33,1	252	200
	4,0	1,80	45,8	349	400	1,25	31,8	242	230
	4,0	2,00	50,9	388	345	1,40	35,6	271	195
	3,3	2,45	62,3	330	330	1,65	42,0	222	200

Tabelle 8: Flußmessung - klinische Messungen postoperativ transkutan

Angegeben werden die Daten für die Strömungsaufnehmer S1 und S6. Zu jeder Meßposition werden die Daten zum Zeitpunkt des systolischen Spitzenflusses und für die mittlere Stromstärke aufgeführt.

Ø, F, V, US und EMF wie in Tabelle 6 erklärt.

Literaturverzeichnis

1. ANLIKER,M., CASTY,M., FRIEDLI,P., KUBLI,R., KELLER,H.:
Noninvasive measurement of blood flow
in: HWANG,N.H., NORMANN,N.A.: Cardiovascular flow dynamics and measurements
Baltimore Univ. Park Press, 1977

2. BAKER,D.W.:
Pulsed ultrasonic Doppler blood flow sensing
IREE Journal of Sonics and Ultrasonics 17: 170 - 185 (1970)

3. BAKER,D.W., DAIGLE,R.E.:
Noninvasive ultrasonic flowmetry
in: HWANG,N.H., NORMANN,N.A.: Cardiovascular flow dynamics and measurements
Baltimore Univ. Park Press, 1977

4. BASKETT,J.J., BEASLEY,M.G., MURPHY,G.J., HYAMS,D.E., GOSLING,R.G.:
Screening for carotid junction disease by spectral analysis of Doppler signals
Cardiovasc. Res. 11: 147 - 155 (1977)

5. BERGUER,R., HWANG,N.H.:
Critical arterial stenosis
Ann. Surg. 180: 39 - 50 (1974)

6. BERNSTEIN.E.F., MURPHY,A.E.jr., SHEA,M.A.:
Experimental and clinical experience with transcutaneous Doppler ultrasonic flowmeters
Arch. Surg. 101: 21 (1970)

7. BORODZINSKI,K., FILIPCZINSKI,I., NOWICKI,A., POWALOWSKI,T.:
Quantitative transcutaneous measurements of blood flow in carotid artery by means of pulse and continuous wave Doppler methods
Ultrasound Med. Biol. 2 (3): 189 - 193 (1976)

8. CRONESTRAND,R., EKESTRÖM,St.:
Blood flow after peripheral reconstruction
Scand. J. Cardiovasc. Surg. 4: 159 (1970)

9. DEAN,R.H., YAO, J.S.T.:
Hemodynamic measurements in peripheral vascular disease
Curr. Probl. Surg. 13: 1 - 76 (1976)

10. DEDICHEN,H.:
The value of hemodynamic measurements during arterial reconstruction for obliterating arteriosclerosis
J. Oslo City Hosp. 26: 69 - 78 (1976)

11. DENK,H.:
Les résultats des enregistrements hémodynamiques pré-, per et postopératoires en chirurgie vasculaire
Chirurgie 102: 245 - 255 (1976)

12. DENNIS,J., WYATT,D.G.:
Effect of hematocrit value upon electromagnetic flowmeter sensitivity
Circ. Res. 24: 875 - 886 (1969)

13. FELIX.W.R.jr., SIGEL,B., GIBSON,R.J., WILLIAMS,J., POPKY,G.L., EDELSTEIN,A.L., JUSTIN.J.R.:
Pulsed Doppler ultrasonic detection of flow disturbances in arteriosclerosis
J.Clin. Ultrasound 4: 275 - 282 (1976)

14. FLAHERTY,J.T., FERRANS,V.J., PIERCE,J.E., CAREW, T.E., FRY,D.L.:
Localizing factors in experimental atherosclerosis
in: LIKOFF,W., SEGAL,B.L., INSULL,W.jr.: Atherosclerosis and coronary heart disease
Grune & Stratton, New YOrk - London, 1972

15. FORRESTER,J.H., YOUNG,D.F.:
Flow through a converging-diverging tube and its implications in occlusive vascular disease
J. Biomech. 3: 307 - 316 (1970)

16. FORSTER,F.K.:
The applications and limitations of Doppler spectral broadening measurements for the detection of cardiovascular disorders
Proceeding 1st WFUMB, San Francisco, 1976

17. FRY, D.L.:
Acute vascular endothelial changes associatet with increased blood velocity gradients
Circ. Res. 22: 165 - 197 (1968)

18. GESSNER,F.B.:
Hemodynamic theories of atherogenesis
Circ. Res. 23: 259 - 266 (1973)

19. GIDDENS,D.P., MABON,R.F., CASSANOVA,R.A.:
Measurements of disorderd flow distal to subtotal vascular stenoses in the thracic aorta of dogs
Circ. Res. 39: 112 - 119 (1976)

20. GISBERTZ,K.H., STECKMEIER,B., SANDMANN,W., XHAARD,M., DALBERA,A., PERONNEAU,P.:
Study of the poststenotic blood flow with the pulsed Doppler velocimeter
Abst. 1oth Eur. Soc. Exp. Surg., April 1975, Paris

21. HAASE,G.:
Physikalische Grundlagen. 2. Auflage
Frankfurt am Main, Akademische Verlagsanstalt, 1971

22. HAGMÜLLER,G.W., DENK,H., OLBERT,F.:
Ergebnisse angiographischer und meßtechnischer Untersuchungen im Bereich der unteren Extremität
Langenbecks Arch. klin. Chir. 339: 702 (1975)

23. HALL,K.V.:
Postoperative blood flow measurement in man by the use of implanted electromagnetic probes
Scand. J. Cardiovasc. Surg. 3: 135 - 139 (1969)

24. HARTLEY,C.J. COLE,J.S.:
An ultrasonic pulsed Doppler system for measuring blood flow in small vessels
J. Appl. Physiol. 37: 626 - 629 (1974)

25. HWANG,N.H.:
Introduction
in: HWANG,N.H., NORMANN,N.A.: Cardiovascular flow dynamics and measurements
Baltimore Univ. Park Press, 1977

26. Kollegium Biomathematik NW
Biomathematik für Mediziner
Berlin - Heidelberg - New York, Springer, 1975

27. LING, S.C., ATABEK,H.B., FRY, D.L., PATEL,D.J., JANICKI,J.S.:
Application of heated-film velocity and shear probes to hemodynamic studies
Circ. Res. 23: 789 - 801 (1968)

28. LOGERFO,F.W., CORSON,J.D.:
Quantitative ultrasonic blood flow measurements in Dacron grafts
Surgery 79: 569 - 572 (1976)

29. LUNT,M.J.:
Accuracy and limitations of the ultrasonic Doppler blood flow velocimeter and zero crossing detector
Ultrasound Med. Biol. 2: 1 - 10 (1975)

30. MALAN,E., NOSEDA,G., LONGO,T.:
Approach to fluid dynamic problems in reconstructive vascular surgery
Surgery 66: 994 - 1003 (1969)

31. McLEOD,F.D.jr.:
A directional Doppler flowmeter
Digest of the 7th Intern.Conf. on Med. and Biol. Engng., Stockholm 1967

32. NEREM,R.M., SEED,W.A.:
An in vivo study of aortic flow disturbances
Cardiovasc. Res. 6: 1 - 14 (1972)

33. NOON,G.P.:
Flow related problems in cardiovascular surgery
in: HWANG,N.H., NORMANN,N.A.: Cardiovascular flow dynamics and measurements
Baltimore Univ.Park Press, 1977

34. PARKER,K.H.:
Instability in arterial blood flow
in: HWANG,N.H. NORMANN,N.A.: Cardiovascular flow dynamics and measurements
Baltimore Univ. Park Press, 1977

35. PASCH,TH., BAUER,R.D.,GRUBE,F.O., WETTERER,E.:
Erfahrungen mit einem Ultraschall-Doppler-Meßgerät zur transkutanen Registrierung der Blutströmungsgeschwindigkeit am Menschen
Verh. Dtsch. ges. Kreislaufforschung 37: 370 - 376 (1971)

36. PASCH,TH., BAUER,R.D., VON DER EMDE,J.:
Vergleichende Messungen der Blutströmung mit dem elektromagnetischen und dem Ultraschall-Doppler-Verfahren
Zeitschr. Kreislauff. 61: 485 - 491 (1972)

37. PERONNEAU,P., CHEVRIER,J.L., HUNG,B.M., LEGER,F., HINGLAIS,J.:
Blood flow measurement by ultrasonic
Abstract 4th Congr. Eur. Soc. Exp. Surg., Davos, 1969

38. PERONNEAU,P., PELLET,M.M., XHAARD,M., HINGLAIS,J.:
Pulsed Doppler ultrasonic blood flowmeter real time instantaneous velocity profiles
Symposium on flow, Pittsburgh, Pa, 1971, Abstracts

39. PERONNEAU,P., XHAARD,M., DIEBOLD,B., FIESSINGER,J.N., LEVY,B., BOURQUELOT,P.:
Débimétrie transcutanée par vélocimétrie ultrasonore Doppler â émission pulsée
Premières applications cliniques
Nouv. Presse Med. 5: 2547 - 2553 (1976)

40. PERONNEAU,P., HERMENT,A., VAYSSE,M., MOUTET,J.P.:
Ultrasonic Doppler velocimetry and blood flow stability approach
Les Colloques del' Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale
INSERM 78: 95 - 110 (1978)

41. ROBERTS,C.:
Ultrasound in the assessment of vascular function
Med.Prog.Technol. 4: 3 - 10 (1976)

42. RUTISHAUSER,W., BRUNNER,H.H., BOLLINGER,A.
BRANDESTINI,M., DORIOT,P.A., ANLIKER,M.:
Blutflußmessung in Arterien aus instantanen Strömungsprofilen mit gepulstem Doppler-Ultraschall
Verh. Dtsch.Ges.Kreislaufforschg. 40: 149 - 153 (1974)

43. SANDMANN,W.:
Untersuchungen zur Strömung in Wandnähe und zur Turbulenz in der Aorta des Hundes
Habilitationsschrift, Düsseldorf, 1976

44. SANDMANN,W., STASKIEWICZ,W., WILDESHAUS,K.H., LENZ,W., PERONNEAU,P.:
Gefäßnähte mit resorbierbarem Nahtmaterial: röntgenologische, hämodynamische, licht- und elektronenmikroskopische Befunde
(1. Mitteilung)

45. SATOMURA,S., KANEKO,Z.:
Ultrasonic blood rheograph
Proc. 3rd Int. Conf. Med. Electronics 1960
S. 254 - 258

46. SCHETTLER,G., WOLLENWEBER,J.:
Ätiologie und Pathogenese der Arterienerkrankungen
in: Angiologie.
Hrsg. von G.HEBERER, G.RAU und W.SCHOOP
2.Aufl.
Stuttgart, Georg Thieme, 1974

47. STEIN,P.D., SABBAH,H.N.:
Measured turbulence and its effect on thrombusformation
Circ. Res. 35: 293 - 299 (1974)

48. STRANDNESS,D.E.jr.:
Flow dynamics in circulatory pathophysiology
in: HWANG,N.H., NORMANN,N.A.: Cardiovascular flow dynamics and measurements
Baltimore Univ. Park Press, 1977

49. TIBBS,D.J.:
Influence of the type of anastomosis
End-to-side anastomosis versus end-to-end
J.Cardiovasc. Surg. 16: 401 - 403 (1975)

50. VATNER,S.F., FRANKLIN,D., VAN CITTERS,R.L.:
Simultaneous comparision and calibration of the Doppler and electromagnetic flowmeter
J. appl. Physiol. 29: 907 - 910 (1970)

51. VOLLMAR,J.:
Rekonstruktive Chirurgie der Arterien
Stuttgart, Georg Thieme, 1967

52. WETTERER,E.:
Eine neue Methode zur Registrierung der Blutströmungsgeschwindigkeit am uneröffneten Gefäß
Z. Biol. 98: 26 - 33 (1937)

53. WINTER, D.C., WELLS,M.K., MORGAN,R.J.:
Ultrasonic detection of cardiovascular flow disturbances
ISA Trans. 15: 237 - 241 (1976)

Ganz besonders möchte ich mich bei Herrn Priv.Doz.Dr.med. W. Sandmann für die freundliche Überlassung des Themas, die großzügige und immer verläßliche Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit und den Einblick in die Gefäßchirurgie, den er mir über den Rahmen des Themas dieser Arbeit hinaus gewährte, bedanken.

Mein Dank gilt auch M.P. Peronneau, Maitre de Recherche, und seiner Arbeitsgruppe am Hôpital Broussais in Paris für einen Aufenthalt am dortigen Forschungsinstitut.

Nicht zuletzt und ganz besonders möchte ich an dieser Stelle meinen Eltern danken, die mir mein Studium und damit auch diese Arbeit ermöglicht haben.

Lebenslauf

Am 16. Juli 1954 wurde ich als erstes Kind des Diplom-Kaufmanns Franz Schweins und dessen Ehefrau Gertrud, geb. Knipp, In Hannover geboren.

Nach dem Besuch der katholischen Volksschule an der Fleher Straße in Düsseldorf von 1961 bis 1965 und des staatlichen Görresgymnasiums, ebenfalls in Düsseldorf, bestand ich 1972 das Abitur.

An der Universität Düsseldorf begann ich zum Wintersemester 1972/73 das Studium der Medizin. Während des Studiums legte ich folgende Prüfungen ab: 1975 die Ärztliche Vorprüfung, 1976 den ersten Abschnitt der Ärztlichen Prüfung, 1978 den zweiten Abschnitt. Von Oktober 1978 bis September 1979 leistete ich mein Praktisches Jahr im Lukaskrankenhaus Neuß (Akademisches Lehrkrankenhaus der Universität Düsseldorf) ab.
Im Oktober 1979 legte ich den dritten Abschnitt der Ärztlichen Prüfung ab.
Im Dezember 1979 wurde mir die Approbation als Arzt erteilt.
Seit Januar 1980 arbeite ich als Assistenzarzt auf der Abteilung für Anästhesie und Intensivmedizin des St.-Anna-Krankenhauses, Duisburg-Huckingen.

Am 3. Juli 1980 heiratete ich meine Frau Brigitte, geb. Ecker.